

KARDİYAK MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (MRG):

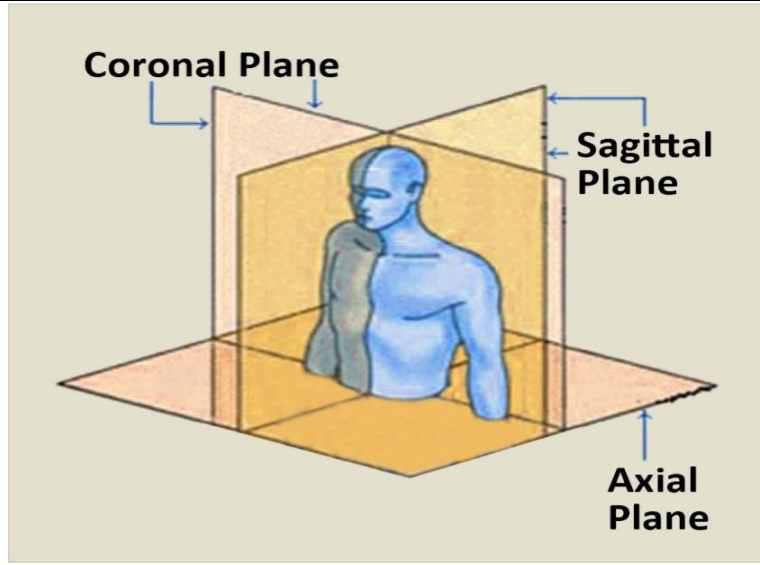
Teknik Yönünün Alfabetesi

Kardiyak manyetik rezonans görüntüleme (MRG) çok çeşitli klinik uygulamalara sahiptir. Bunların çoğu klinik pratikte yaygın olarak kullanılmaktadır. Örneğin; konjenital kalp hastalığı, kalp kitleleri, perikard hastalıkları, sağ ventrikül displazisi ve hiberne miyokardın değerlendirilmesi ^{1,2}. Miyokardiyal perfüzyon, kalp kapakları ve ventriküler fonksiyonun değerlendirilmesi gibi diğer uygulamalar MRG ile çok doğru bir şekilde değerlendirilir; ancak SPECT (single-photon emission computed tomography) radyonüklid tarama ve ekokardiyografi gibi rakip yöntemler kolay ulaşılabilirliğinden klinik pratikte daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Koroner arterlerin görüntülenmesi gibi bazı uygulamalar şu anda diğer yöntemlerle daha doğru değerlendirilmektedir. Kardiyak MRG taramalarının örnekleri için aşağıdaki resimlere bakın.

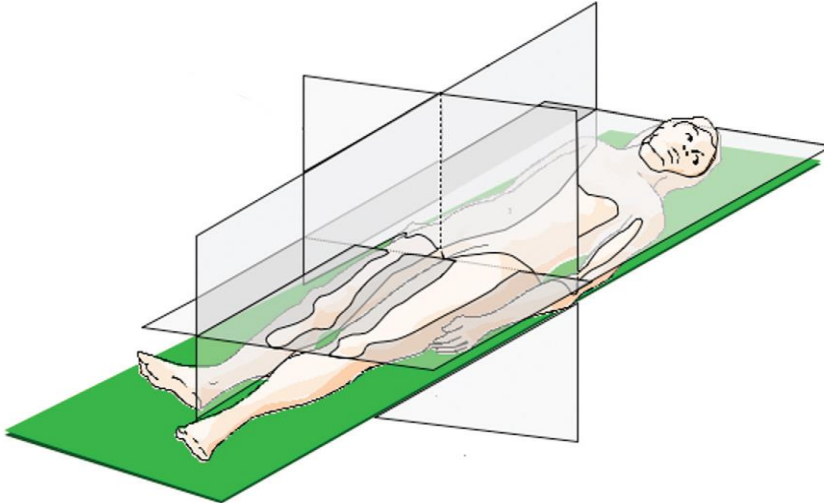
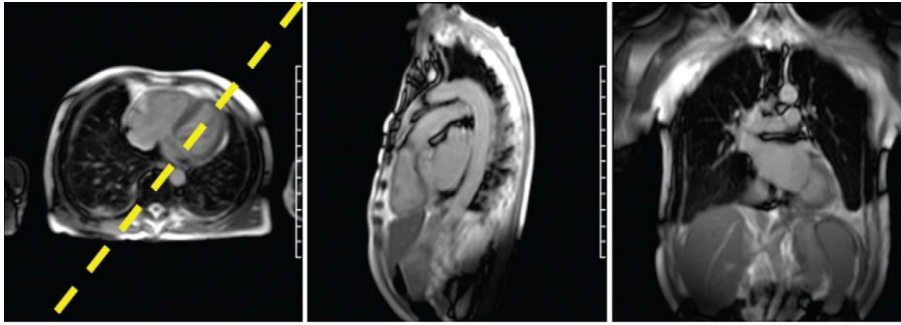


Koronal görüntüleme için gösterildiği gibi, ilk lokalizör olarak sagittal tek atış hızlı spin-eko (‘*sagittal single-shot fast spin-echo*’) görüntüsü kullanılır.

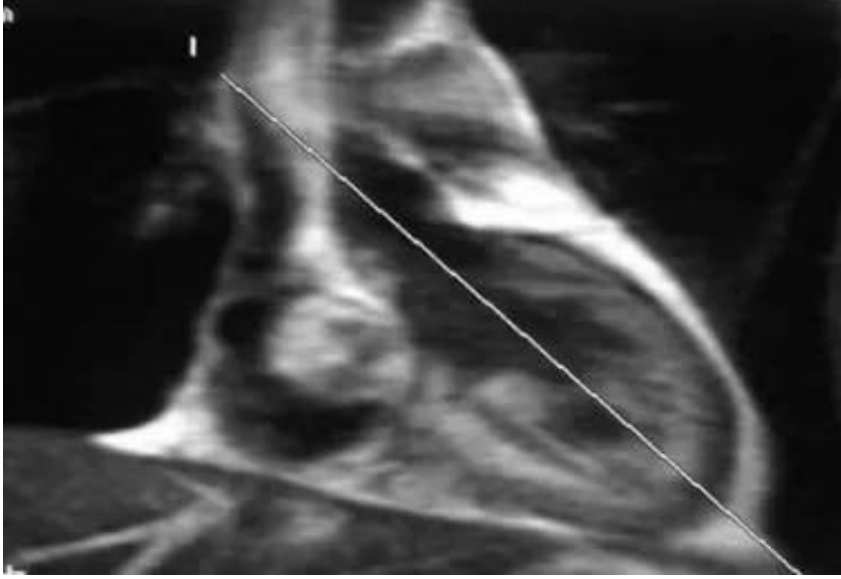
Görüntü Yapılandırma Planları



Çok dedektörlü- Bilgisayarlı tomografi (BT)'nin ortaya çıkmasıyla birlikte, elde edilmesi kolay hacim edinim BT'si rutin hale geldi. Radyasyon dozu dikkate alındığında, bu yöntem kabul edilebilir düşük dozlarda BT taramaları elde edebiliyor ve tüm göğsü dahil edebiliyor. Hacim edinimli BT elde etmenin avantajı, görüntüleri 3 farklı düzlemde (üç boyutlu) tamamen yeniden yapılandırma yeteneğidir: Aksiyal (eksenel), Sagital ve Koronal düzlemler. Anatomi ve patolojiyi 3 düzlemde de görmek, bir hastadaki hastalığın yaygınlığını değerlendirirken özellikle yararlıdır.



Keşif görüntüleri. Radyoloji görüntüsünde soldan sağa Eksenel (aksiyal), Sagital ve Koronal tipik örnekleri.



Sagittal düzlemde elde edilen koronal tek atımlık hızlı spin-eko görüntüsü. Aort kapağını en net şekilde gösteren görüntü seçilir. Kardiyak apeksten aort kapağın ortasına kadar gösterildiği gibi eğik bir eksenel görüntüleme düzlemi belirlenir.

- Kardiyak MRG'nin ana avantajlarından biri; SPECT ve BT taraması ile önemli olan iyonlaştırıcı radyasyonun olmamasıdır. BT taraması ile karşılaştırıldığında kardiyak MRG'nin gücü, üstün zamansal ve kontrast çözünürlüğüdür. Buna karşılık, BT taramasının uzaysal çözünürlüğü daha üstündür.

Kardiyak MRG'nin her klinik uygulaması için rekabet eden yöntemler olsa da MRG kadar kapsamlı bir değerlendirme sağlayabilecek başka bir yöntem yoktur. Bu nedenle, kardiyak MRG genellikle "tek durak noktası" ("*one-stop shop*") olarak bilinir.

Kardiyak MRG'nin teknik yönleri, acemiler için diğer yöntemlerin teknik yönlerinden genellikle daha yıldırııcıdır.

Bu makalenin amacı, kardiyak MRG'nin teknik yönleri hakkında bir ön bilgi sunmaktır (yukarıda belirtilen yazarlar tarafından sunulan bu makale tarafımızdan düzenlenerek aktarıldı*).

Kardiyak MRG uygulamalarının sayısı geniş olduğundan, potansiyel görüntüleme tekniklerinin sayısı da buna paralel olarak fazladır ve bu makalede derinlemesine ele alınamadı; burada kardiyak MRG'nin özellikle kardiyak ve ağırlıklı olarak miyokardiyal hastalıklarında yaygın birkaç klinik uygulaması ele alınacaktır.

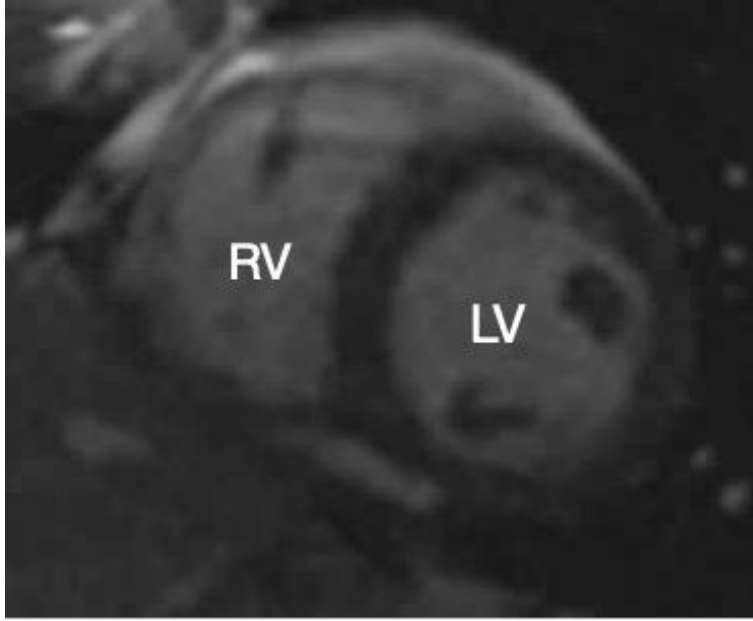
*** Cardiac MRI, Technical Aspects Primer.** Yazar: Eugene C Lin, MD; Chief Editor: Eugene C Lin et al
,(Güncellendi: Nisan 13, 2016).

Görüntüleme Planları

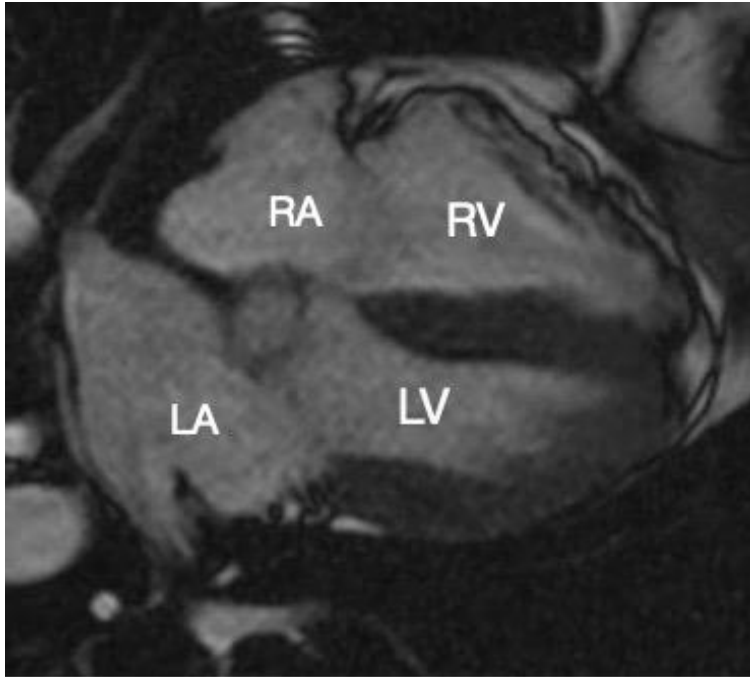
Ana kardiyak görüntüleme düzlemleri birbirine obliktir. Kardiyak görüntüleme düzlemleri de tarayıcıya göre keyfi açılarda olduğundan bunlara “çift eğik” düzlemler (“double oblique” planes) denir (Yukarıdaki *Figür- görüntüleme ve keşif planları*).

Üç ana kardiyak görüntüleme düzlemi: Aşağıda (*ilk görüntüde*) görüldüğü gibi “**kısa eksen**”; aşağıda (*ikinci görüntüde*) görüldüğü gibi “**yatay uzun eksen**” (horizontal uzun eksen); ve aşağıda (*üçüncü resimde*) görüldüğü gibi “**dikey uzun eksen**” [vertikal uzun eksen].

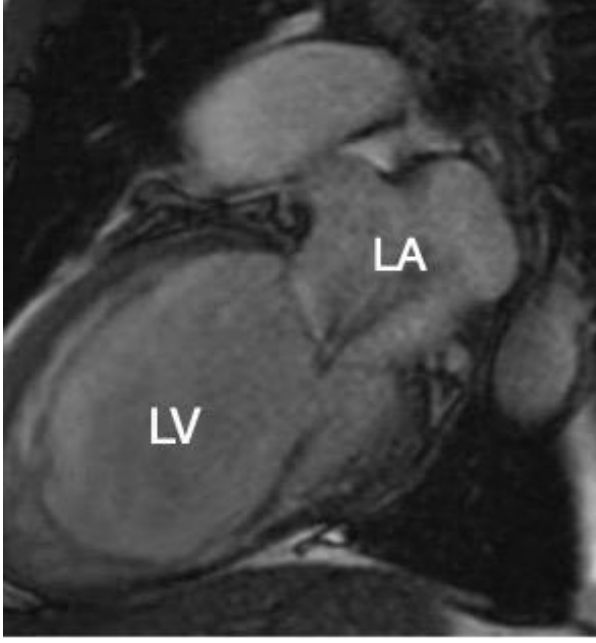
- Uzun eksen mitral kapak ağzının merkezinden sol ventriküler apekse kadar olan çizgidir.



Kısa eksen düzlemi: Kısa eksen düzleminde "Parlak kan" sabit durum gradyan ekosu (SSFP[steady-state free precession] =sabit durum serbest devinim) görüntüsü. (RV: Sağ ventrikül, LV: Sol ventrikül)



Yatay uzun eksen (Horizontal uzun eksen): “4 odacıklı görünüm” olarak da bilinen yatay uzun eksen düzleminde sabit durum gradyan eko SSFP görüntüsü. (RV: Sağ ventrikül, LV: Sol ventrikül, LA: Sol atriyum, RA: Sağ atriyum)

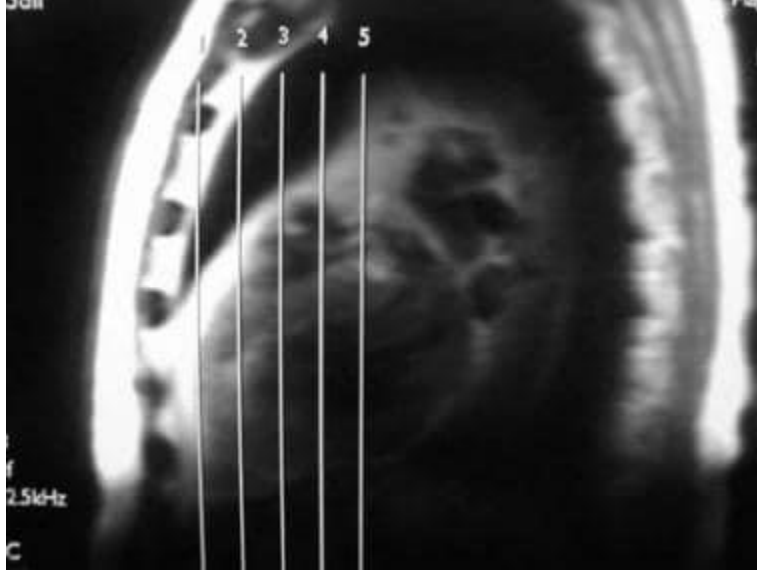


Dikey uzun eksen (Vertikal uzun axis): Sabit durum gradyan eko, dikey uzun eksen görünümünde SSFP görüntüsü, “2 odacıklı görünüm” olarak da bilinir. Mitral regürjitasyonu belirlenir. (LA: Sol atriyum, LV: Sol ventrikül)

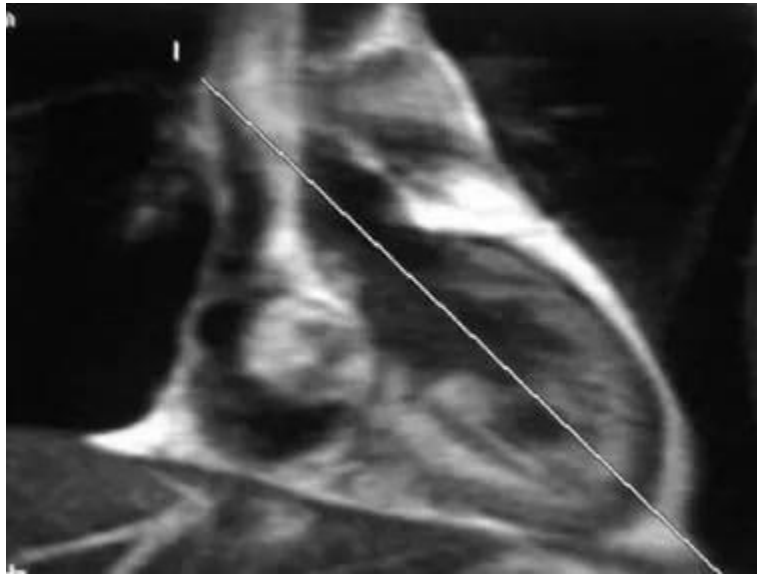
Yatay uzun eksen görünümü, “4 odacıklı” görünüm olarak da ve dikey uzun eksen görünümü “2 odacıklı” görünüm olarak da bilinir.

Aksiyal bir görüntüden öngörülen ilk dikey uzun eksen görünümünün yalnızca ‘yaklaşık’ olduğuna dikkat edilmeli; yatay uzun eksen görünümünden ‘gerçek’ bir dikey uzun eksen görünümü belirlenmelidir.

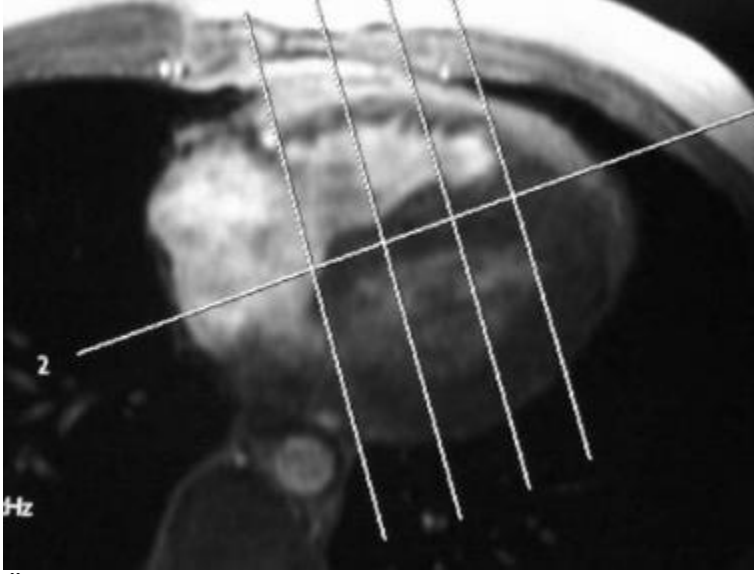
Standart kardiyak görüntüleme düzlemlerinin doğru konumunu ve yönünü belirleme yöntemleri iyi tanımlanmıştır (*Aşağıdaki resimlere bakın*)³.



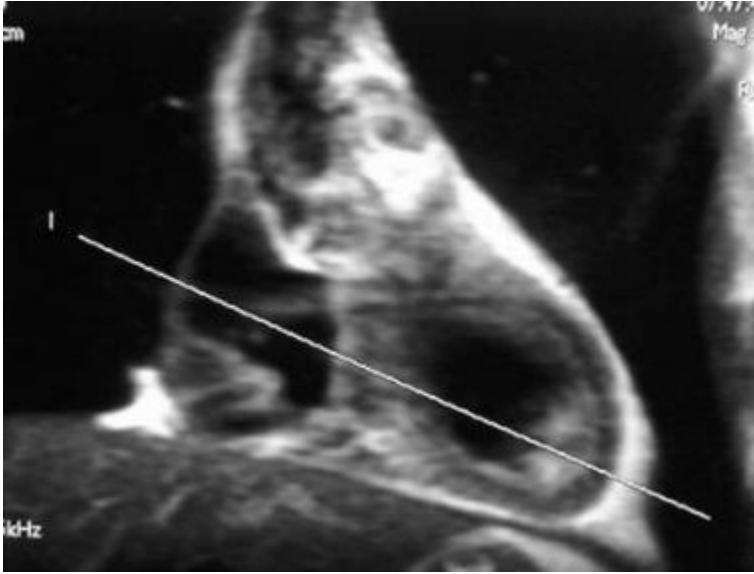
1. Yukarıda gösterildiği gibi, koronal görüntüleme için ilk lokalizör olarak sagittal tek atış hızlı spin-eko görüntüsü kullanılır.
-



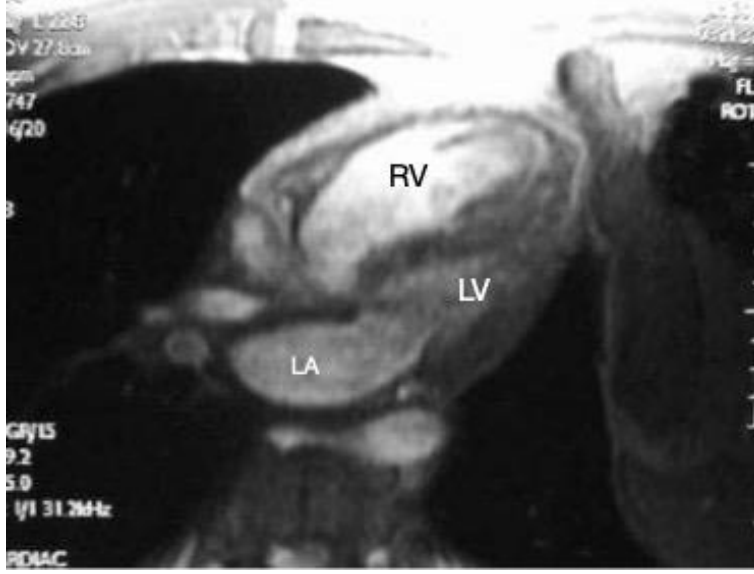
2. Sagittal düzlemde elde edilen koronal tek atımlık hızlı spin-eko görüntüsü. Aort kapağını en net şekilde gösteren görüntü seçilir. Kardiyak apekten aort kapağının ortasına kadar gösterildiği gibi oblik bir aksel görüntüleme düzlemi belirlenir.
-



Öngörülen eğik eksen düzleminde elde edilen dört odalı gradyan-eko görüntüsü (dönüş açısı, 15°), kısa eksen görünümü için bir yer belirleyici fonksiyonu görür. Gösterildiği gibi, kısa eksen görüntüsü, görüntüleme düzleminin ventriküler septuma dik olarak yönlendirilmesiyle elde edilir.

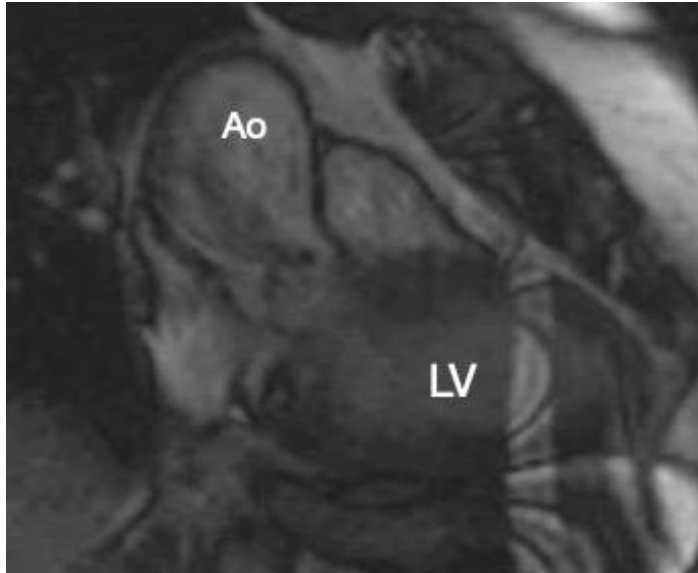


Sagittal düzlemden elde edilen koronal tek atımlık hızlı spin-eko ('Coronal single-shot fast spin-echo') **görüntüsü**. Atriyoventriküler kapak seviyesini lokalize etmek için, gösterildiği gibi kardiyak apeksi ve atriyoventriküler kapağın ortasını birleştiren bir hat boyunca bir görüntüleme düzlemi belirlenir.

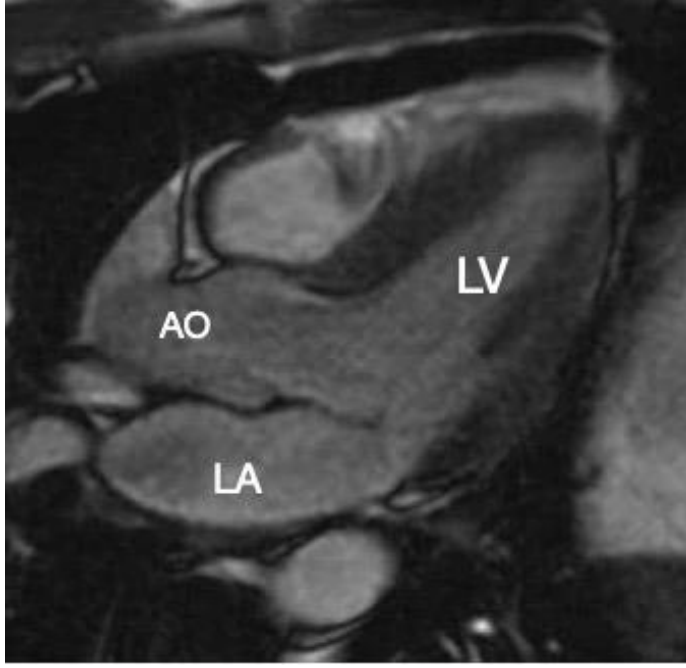


Koronal yerleştiricilerden (lokalizörden) elde edilen dört odacıklı gradyan eko görüntüsü ('Four-chamber gradient-echo image' [dönüş açısı, 15°]), atriyoventriküler kapakların kesitsel bir tasvirini sağlar. Görüntüde sağ ventrikül önde, sol atriyum ve ventrikül arkada; mitral kapak aksiyal planda görünebilir.(RV:Sağ ventrikül, LA:Sol atriyum, LV:Sol ventrikül)

- Yararlı olabilecek diğer görüntüleme düzlemleri arasında çıkan aort patolojisi için bir sol ventrikül çıkış yolu görünümü (*aşağıdaki ilk resme bakın*) ve 3 odalı görünüm bulunur (*aşağıdaki ikinci resme bakın*)⁴. 3 odacıklı görünüm, kısa eksenli bir görünümün SV çıkış yolu görünümünden belirlenebilir. Bu görünüm, aort ve mitral kapakları birbirine hemen bitişik olarak gösterir ⁵.



Sol ventrikül çıkış yolu görüntüsü: Sabit durum gradyan eko SSFP (steady-state free precession) Sol ventrikül çıkış görünümü, biküspid aort kapağını ve aort darlığına sekonder bir aort jetini gösterir (LV:Sol ventrikül, Ao:Aort)

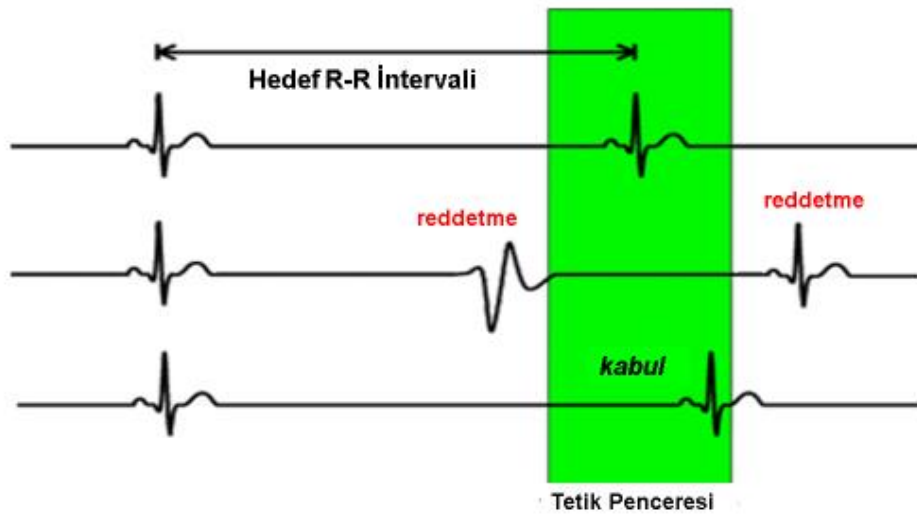


Üç odalı görünüm: Sabit durum gradyan ekosu (SSFP 3 odacıklı görünüm). Bu, aort ve mitral kapakları aynı görüntü üzerinde göstermek için kullanışlıdır. Triküspit ve pulmoner kapaklar gibi müsküler bir krista ile ayrılmayan aort ve mitral kapakların yakınlığına dikkat edilmeli.(LA:Sol atriyum, LV:Sol ventrikül, Ao:Aort)

Müsküler crista supraventricularis ile ayrılan pulmoner ve triküspit kapakların aksine, aort ve mitral kapaklar birbirine yakındır ve genellikle her ikisi de patolojik süreçlerden etkilenir.

Elektrokardiyografik Kapılama/Geçitleme ('Gating')*

*Kardiyak geçitleme/kapılama tipik olarak EKG'nin en belirgin özelliği olduğu için R dalgasının saptanması kullanılarak gerçekleştirilir. R dalgası ventriküler sistolün başlangıcına denk gelir. Prospektif kardiyak geçitlemede, MR verisi edinimi, ilk R dalgası tarafından tetiklendikten sonra başlar.



Görüntü Edinim penceresi. R-R aralığının büyük kısmını kaplar ve MR verilerinin toplandığı zamandır. Çoğu prospektif kardiyak MR çalışması için, edinme penceresi R-R aralığının orta %85-90'ını kaplar. Her R-R aralığının son %10-15'i tipik olarak 'tetikleme penceresi' olarak ayrılır. Tetik penceresi, kalp atış hızında küçük değişikliklere izin vermek için bir 'arabellek süresi' görevi görür. Bu şekilde, eğer bir sonraki R dalgası beklenenden biraz daha erken veya daha geç ortaya çıkarsa, yine de tespit edilecektir. Tanımlanan tetikleme penceresinin dışında meydana gelen R dalgaları ise reddedilir.

Elektrokardiyografik kapılama prospektif veya retrospektif olarak yapılabilir. Prospektif kapılama en yaygın olanıdır. Prospektif kapılamada, MR edinimi R dalgası tarafından tetiklenir⁶. Hızlı spin-eko dizileri ile diyastolik görüntüleme istenebilir ve R dalgası tetiklemesinden sonra görüntü alımını geciktirmek için bir tetik gecikmesi kullanılabilir.

"Tetikleme penceresi" veri alımının sonu ile bir sonraki R dalgası arasındaki bir aralıktır. Tetikleme penceresiyle, beklenenden daha erken gelen kalp vuruları hala alımları tetikleyecektir. Tetikleme penceresi tipik olarak R-R penceresinin %10-15'idir.

"Edinim/ kazanım penceresi", veri toplamanın süresidir. Standart bir tetikleme penceresi ve tetikleme gecikmesi olmadan bu R-R penceresinin %85-90'ı olacaktır. Tetikleme penceresi nedeniyle, ileriye dönük geçiş dizileri geç diyastoller hariç tutacaktır.

- o EKG ile tetiklenen çekimlerle ilgili yaygın sorunlar arasında zayıf veya hatalı R dalgası tespiti (örneğin, belirgin bir T dalgasının tetiklenmesi) ve hastada bulunan kardiyak aritmiler yer alır. R dalgası algılama sorunları, genellikle elektrod konumunu ayarlayarak veya lead (kablo) polaritesini değiştirerek çözülebilir. Aritmiler, kalp fonksiyonunun değerlendirilmesinde yanlışlıklara neden olabilir. Bazı kalp atışları veri alımını tetiklemeyebileceğinden, edinme süresini de artırılabilir. Aritmilerin etkisi, çok hızlı diziler (örneğin, tek vuruşlu hızlı dönüş ekosu [single-shot fast spin echo]) veya gerçek zamanlı diziler ile hafifletilebilir. Düzensiz kalp atışlarından elde edilen veriler reddedilebileceğinden, aritmisi olan hastalarda retrospektif kapılama da yararlıdır. Geriye dönük (retrospektif) kapılama'da (geçitlenme'de), veriler bir EKG izleme ile birlikte sürekli olarak elde edilir. Veriler elde edildikten sonra EKG izleme kullanılarak geriye dönük olarak sıralanır. Bu hesaplama açısından daha yoğundur. Aritmisi olan hastalarda retrospektif kapılama

yararlıdır. Geriye dönük kapılamada tetikleme penceresi yoktur ve tam kalp siklusu görüntülenir. Tam kalp siklusunun görüntülenmesi, kalp fonksiyonunun daha doğru değerlendirilmesine neden olabilir.

- Retrospektif kapılama, periferik nabız kapılama kullanılıyorsa özellikle yararlıdır. Merkezi kapılama yapılamıyorsa, periferik nabız kapılama bir seçenektir. Sistolik nabızın tespit edilmeden önce parmağa yayılması gerektiğinden, olası kapılı periferik nabız tetiklemeli diziler sistolün başlangıcından sonra başlayacaktır.

Kardiyak Görüntüleme Dizilerine Genel Bakış

Kardiyak magnetik rezonans görüntüleme dizileri acemilerin gözüne korkutucu görünebilir. Farklı dizi sıralamasına yaklaşmanın bir yolu, onları uygulamaya göre düzenlemektir ⁷. Aşağıda kullanılan terimler, belirli dizilerle ilgili bölümlerde açıklanacaktır. Dizilerin ticari isimlerinden ziyade jenerik isimlerini öğrenmekte fayda vardır¹.

Kardiyovasküler MRG'nin klinik uygulamada kabul edilmesini ve uygulanmasını düzelter⁸ kardiyovasküler MRG vuru dizisi terminolojisinin, kardiyovasküler MRG raporlarının netliğini artırmak için basitleştirilmesi önerilmiştir. Klinik raporlar için aşağıdaki terimler önerilmiştir:

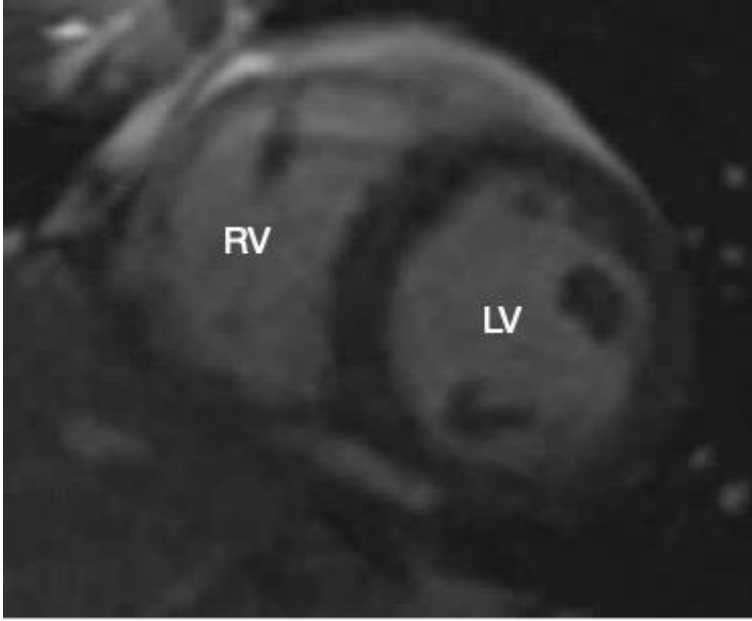
- Siyah /karanlık- kanlı (black-blood) KMR.
- Geç gadolinyum artışı ('Late gadolinium enhancement') KMR
- Ödemli KMR
- Sine- KMR
- Gerinim (strain) KMR
- Perfüzyon KMR
- Akım (flow) KMR
- Demir KMR
- KMR koroner anjiyografi
- Kalp fonksiyonu

Kalbin Fonksiyonu

Kardiyak fonksiyon, genellikle "parlak kan" dizileri olarak bilinen sine- gradyan eko dizileri kullanılarak değerlendirilir (*aşağıdaki resme bakın*).

SSFP (Steady-state free precession) gradyan eko dizileri, bu amaçla büyük ölçüde bozulmuş gradyan eko dizilerinin ('spoiled gradient echo sequences') yerini almıştır.

Bu SSFP dizileri için farklı ticari isimler kullanılır: TrueFISP (True Fast Imaging with Steady-state Precession; Siemens), FIESTA (Fast Imaging Employing Steady-state Acquisition; GE) ve b-FFE (Balanced Fast-Field Echo; Phillips)'dir. Bu diziler tipik olarak parçalı k- boşluk ('k-space') edinimi ile birlikte kullanılır:



Kısa eksen düzlemi: Kısa eksen düzleminde "Parlak stabil kan" ("Bright blood") sabit durum gradyan eko (SSFP) görüntüsü.(LV: Sol ventrikül, RV: Sağ ventrikül)

Morfoloji

- Genellikle tipik olarak "Siyah kan" dizileri olarak bilinen hızlı dönüşlü eko ('fast spin echo') dizileri kullanılır (*aşağıdaki resme bakın*).

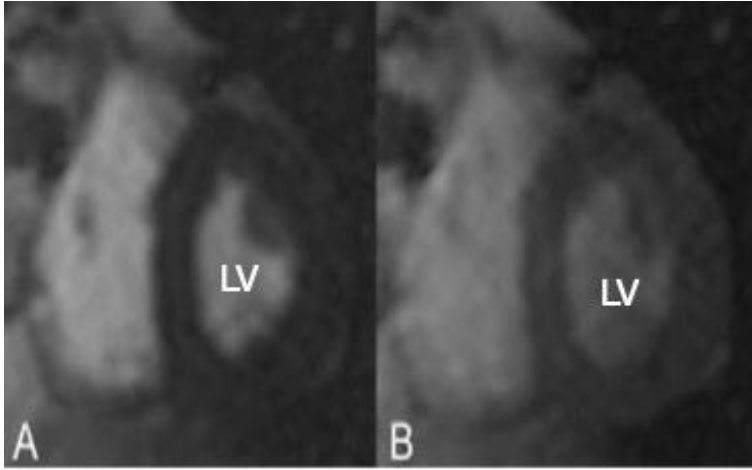
Birden fazla seçenek mevcuttur; ancak yarı Fourier tek-atış, hızlı spin-eko SS-FSE (single-shot, fast spin echo) dizileri en hızlısıdır. Bu yarı-Fourier tekli çekim dizileri için farklı ticari isimler vardır: HASTE ve SS-FSE'dir (GE, Phillips).



Aritmojenik sağ ventrikül displazisi: "Siyah kan" tek atış hızlı spin-eko görüntüsü, sağ ventriküler serbest duvarın yağlı infiltrasyonunu (ok) göstermektedir. Bu diziler tipik olarak çift inversiyon kurtarma ön uyarıları ile birlikte kullanılır. "Parlak kan" SSFP sekansı, tüm kalbin görüntülerini (bir sine kulpu yerine tek bir yerde) üretecek şekilde değiştirilirse, kardiyak morfolojiyi değerlendirmek için de kullanılabilir. (RV: Sağ ventrikül)

Perfüzyon

Miyokardiyal perfüzyonu değerlendirmek için manyetizasyon (mıknatıslanma) ile hazırlanmış gradyan eko dizileri kullanılır. (*Aşağıdaki resme bakın*). Manyetizasyon hazırlığı ön vurusu bir doygunluk veya inversiyon kurtarma vurusu olabilir ve T1 ağırlıklı kontrastı düzeltmek için kullanılır. Bu diziler için farklı ticari isimler TurboFLASH (Fast Imaging using Low Angle Shot; Siemens), Fast SPGR (Spoiled Grass [Gradient Recall Acquisition using Steady States]) ve THE (Turbo Field Echo; Phillips)'dir. Eko düzlemsel diziler de kullanılabilir.



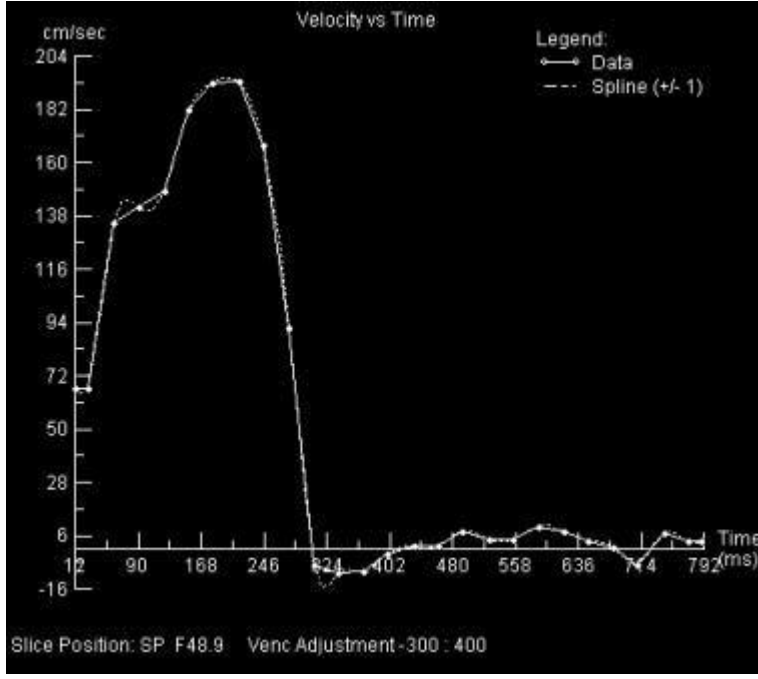
Miyokard perfüzyonu: Miyokard perfüzyonunu değerlendirmek için manyetizasyonla hazırlanmış gradyan eko görüntüleri: Kontrast öncesi görüntüye (A) kıyasla normal miyokardiyal kontrastlanma (B). (LV: Sol ventrikül)

Canlılık/İnfarktüs

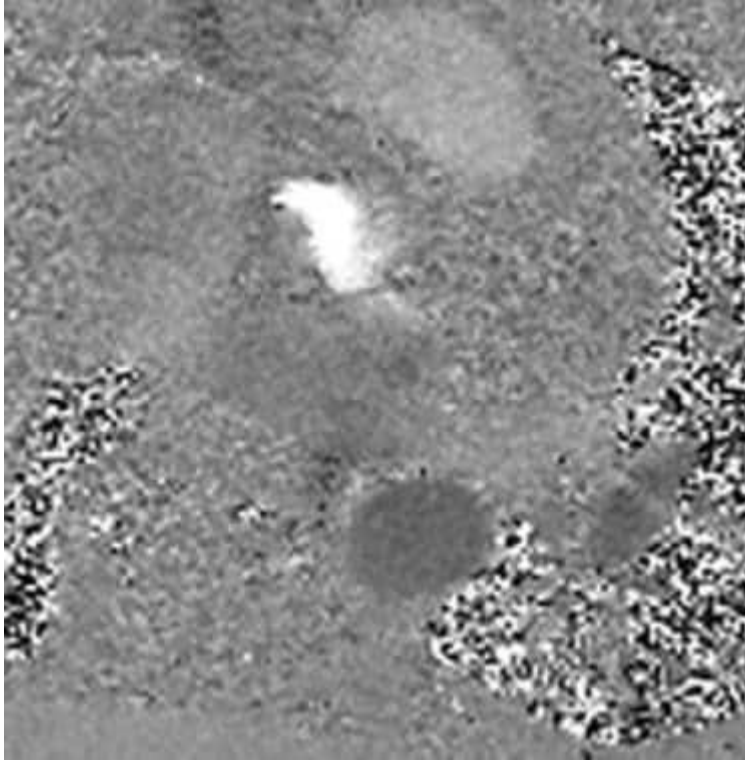
Miyokardiyal canlılığın kontrastlı MR değerlendirmesi, inversiyon kurtarma gradyan eko dizilerini kullanır, inversiyon süresi sıfır canlı miyokardiyuma ayarlıdır. Bozulmuş gradyan ekosu veya SSFP dizileri, inversiyon kurtarma ön uyarısı ile birlikte kullanılabilir. Bu diziler tipik olarak segmente (parçalı) k-boşluk edinimini kullanır.

Akım/hız

Akım ölçümü/ akım niceleme, sine- faz kontrast dizilerini kullanır (*Aşağıdaki resimlere bakın*).



Aşağıdaki resimde faz kontrastı ediniminden aort hızına karşı zaman grafiği.



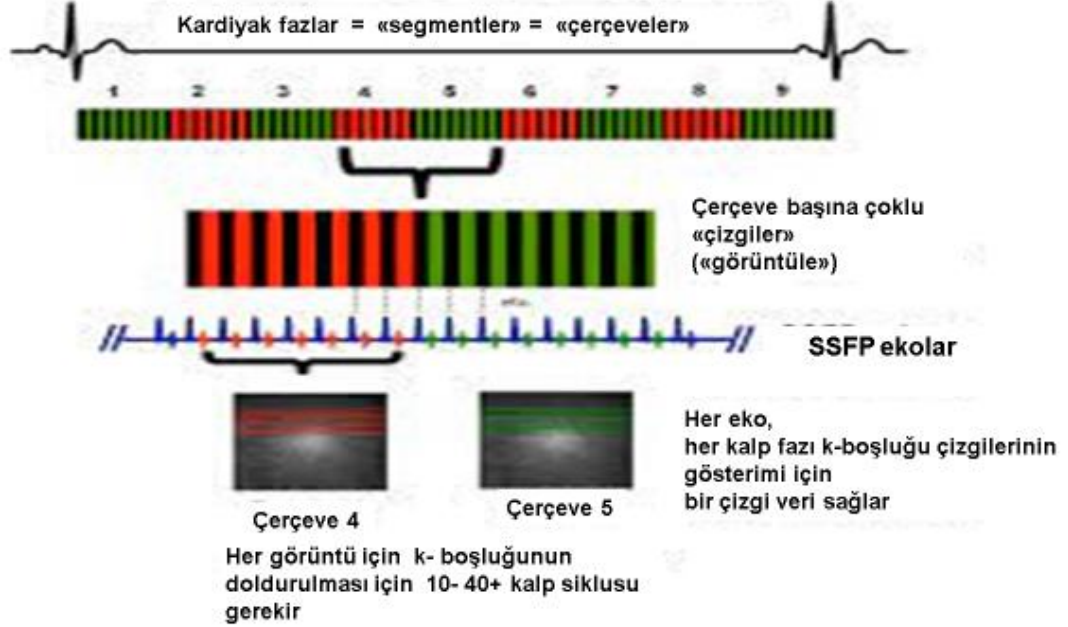
Aksiyaal faz kontrast edinme. Parlak sinyal, çıkan aorttaki akışa sekonderdir.

Anjiyografi

Koroner arterleri görüntülemek için birçok farklı diziler kullanılmıştır. Bu diziler tipik olarak segmente k-boşluk ('K-space= faz ve frekans kodlama verilerinin kapsadığı alan tarafından tanımlanır') edinimi ile

birlikte kullanılır. Koroner arter anomalilerini değerlendirmek için iki boyutlu (2D), segmentli, gradyan eko dizileri kullanılabilir.

- Koroner darlık için arterleri değerlendirmede üç boyutlu (3D) teknikler kullanılır. Görüntüler nefes tutma veya serbest nefes alma sırasında elde edilebilir. Görüntüler intravenöz kontrastlı veya kontrastsız elde edilebilir. İntravenöz kontrast kullanılmamışsa 3D segmente SSFP dizisi koroner arterleri değerlendirmek için çok uygundur⁹. İntravenöz kontrast kullanılıyorsa, intravasküler kontrast ajanlar en faydalı olanlardır. Aortu ve büyük damarları değerlendirmek için standart 3D, intravenöz kontrastlı bozuk gradyan eko dizileri kullanılır.



SSFP: 'steady-state free precession' - stabil durum serbest devinim

Morfoloji: Siyah Kanlı Diziler

Aşağıdaki bölüm, kardiyak MRG'nin klinik uygulamasında en sık kullanılan dizileri kapsayacaktır: Sine-SSFP, çift inversiyon kurtarma hızlı- spin- eko ve inversiyon kurtarma gradyan eko ['fast spin echo with double inversion recovery'].

Belirli tekniklerin ve dizilerin neden kullanıldığını ele alan kavramsal bir yaklaşım kullanılır.

Siyah kan MRG taramaları (**Aşağıdaki resme bakın**), akan kan sinyalini geçersiz kılmak için (sıfırlayan) tasarlanmış dizilerle oluşturulur.

- Bu görüntüler, parlak bir kan sinyalinden etkilenmeden kalp ve damar yapılarının anatomik olarak değerlendirilmesini sağlar.
- Siyah kan dizileri çoğu görüntüleme protokolünde standart olmakla birlikte, özellikle kardiyak kitlelerin, miyokardın (örn. şüpheli aritmojenik sağ ventrikül displazisinde) ve perikardın değerlendirilmesi için önemlidir.

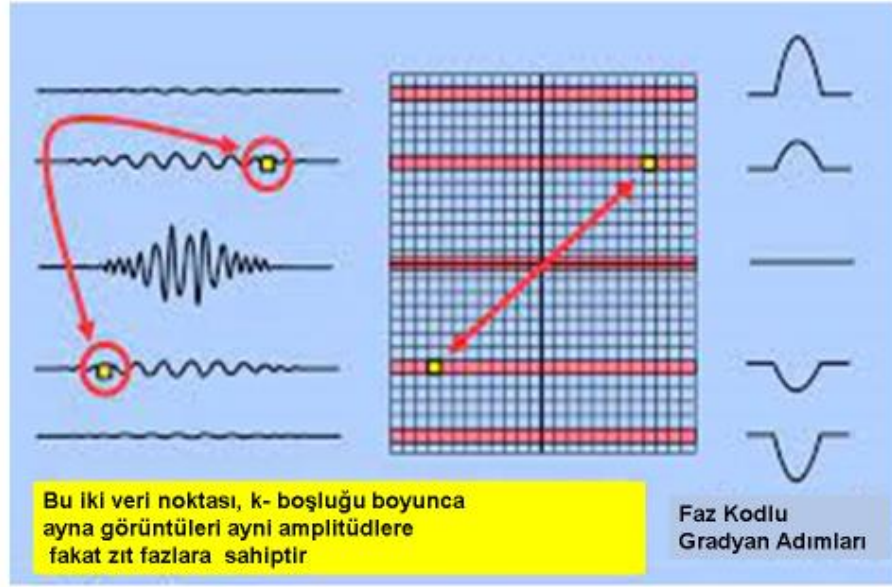


Aritmojenik sağ ventrikül displazisi: "Siyah kan" tek atış hızlı spin eko görüntüsü, sağ ventriküler serbest duvarın yağlı infiltrasyonunu (ok) göstermektedir. (RV: Sağ ventrikül)

Klinik pratikte, siyah kan görüntüleme için 3 genel seçenek vardır ¹⁰:

- Half-Fourier*, tek atımlık hızlı spin- eko ile çift inversiyon kurtarma
- Nefes tutma, tek dilimli hızlı spin- eko ile çift inversiyon kurtarma
- Çok dilimli hızlı spin- eko

İlk 2 seçenek en sık kullanılanlardır.



***Kısmi Fourier görüntüleme ne? :** Kısmi Fourier görüntüleme teknikleri, bütün bir MR görüntüsünü oluşturmak için k-boşluğunun yarısı kadar küçük bir verinin kullanıldığı yeniden yapılandırma yöntemleridir.

Siyah Kan MRG alımı ne kadar sürer?

EKG kapılı spin- eko kardiyak görüntülemeye (spin echo cardiac imaging), TR (repetition time [tekrar süresi]) kalp hızına veya R-R aralığına bağlıdır. Dolayısı ile edinim süresi, standart denklemde TR yerine R-R aralığı kullanılarak hesaplanabilir:

Edinim süresi = R-R aralığı × faz kodlama adımlarının sayısı × edinimlerin sayısı/eko dizisi uzunluğu

- Kalp hızı dakikada 70 atım ise, R-R aralığının 857 msn olduğunu ve bunun T2 ağırlıklı görüntüleme için yeterli olmayabileceği unutulmamalıdır. Bu durumda tetikleme her diğer R dalgasından sonra yapılabilir ve yukarıdaki denklemde R-R aralığı yerine (2 x R-R aralığı) kullanılmalıdır.

T1 Ağırlıklı, Proton Yoğunluğu veya T2 Ağırlıklı Görüntüler kullanmalı mıyız?

Çoğu durumda, siyah kan görüntülemenin amacı anatomiye değerlendirmektir; ağırlık önemli değildir.

- TR, görüntüleme süresini en aza indirmek için mümkün olduğunca kısa olmalıdır; bu nedenle, siyah kan MRI taramaları genellikle T1 ağırlıklıdır.
- Kardiyak kütle değerlendirmesi gibi belirli uygulamalar için, spesifik T2 ağırlıklı diziler gerçekleştirilebilir.

Kan Niçin Siyah?

Protonlar, bir spin- ekosu oluşturmak için 90° uyarma (excitation) vurusunu ve 180° yeniden odaklama (refocusing) vurusunu deneyimlemelidir. Akan kandaki protonlar, dilimde her iki vuruyu da deneyimleyecek kadar uzun süre mevcut değilse, spin- ekosu üretilmez.

Bu nedenle, akan kandan gelen sinyali en aza indirmenin bir yolu, akan kanın 90° ve 180° atımları deneyimleme şansını azaltmaktır.

Bu, kesim volümünü (daha ince dilimler) azaltarak dilimdeki kan hacmini azaltmak oluşturulan en kısa yoldur (-akan kana dikey dilim konumlandırma) veya akan kanın hızını artırarak, kanın dilimde kaldığı süreyi en aza indirerek yapılabilir (sistol sırasında görüntüleme). Diğer bir yöntem, 90° ve 180° vurular arasındaki zaman aralığını artırmaktır (TE[echo time], eko süresi artırılmalı). Standart spin- eko görüntülemeye, sistol sırasında edinim, kan sinyalinin daha fazla sıfırlanmasına neden olacaktır. Ancak, hızlı spin- eko görüntülemeye (**aşağıya bakınız**), diyastolik görüntüleme genellikle daha optimaldir.

Hızlı Spin- Eko Görüntüleme

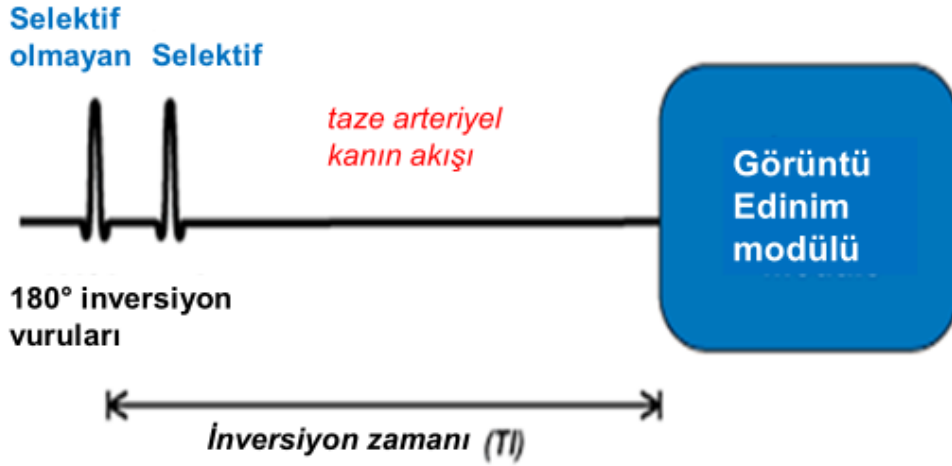
Standart spin- eko siyah kan görüntülemenin klinik uygulamada çok az faydası vardır; çünkü edinim süreleri hastanın nefes tutma sürelerini aşmaktadır. Ortaya çıkan solunum artefaktları sinyal ortalamasıyla bir dereceye kadar giderilebilse de (bu, edinim süresini daha da artırır), serbest solunum sırasındaki edinim, çok dilimli hızlı spin- eko görüntüleme ile daha iyi gerçekleştirilir. Çok yüksek hızlı spin- eko dizileri bir nefes tutma sırasında gerçekleştirilebilir. Hızlı spin- eko görüntülemenin spin eko görüntülemeye göre temel bir dezavantajı, eko 'katarı' sırasında farklı efektif eko sürelerinde veri ediniminden kaynaklanan görüntü bulanıklığıdır; bu görüntü bulanıklığı, sistolde artan hareket tarafından şiddetlenir. Bu nedenle 'artefakt'ı en aza indirmek için hızlı spin- eko kardiyak MRG en iyi diyastolde yapılır.

Bununla birlikte, daha önce tartışıldığı gibi, kan sinyali, kanın en hızlı aktığı sistolde optimal olarak sıfırlanır. Diyastolik görüntüleme, optimalden daha fazla kan sinyali ile sonuçlanabilir. Hızlı- dönüşlü eko kardiyak MRG dizileri bu nedenle tipik olarak kan sinyalinin optimum sıfırlanmasını sağlamak için çift inversiyon kurtarma (**Aşağıya bakın**) vuruların eklenmesiyle gerçekleştirilir.

Çift inversiyon kurtarma (Double inversion recovery)

Çift inversiyon (ters- çevirme) kurtarma dizileri, özellikle akan kandan gelen sinyali sıfırlamak (geçersiz kılmak) için tasarlanmıştır. Seçici olmayan (non-selektif)* bir 180° RF (radyofrekans) vurusu tüm protonları ters çevirir. Bunu, görüntüleme dilimindeki tüm protonları orijinal hizalamaya geri döndüren dilim- seçici (selektif) 180° vuru izler. Görüntüleme dilimindeki sabit protonlar üzerinde hiçbir etkisi yoktur. Bununla birlikte, görüntüleme dilimindeki akan kan, yalnızca seçici olmayan (non-selektif) vuruyu deneyimleyecektir (her iki vuruyu da deneyimleyen kan, görüntüleme sırasında artık dilimde olmayacaktır). Çift inversiyon kurtarma dizileri, akan kanın manyetizasyon vektörleri sıfır noktasını (inversiyon süresi) geçtiğinde görüntülemeye başlar.

Çift inversiyon kurtarma* dizileri için tipik inversiyon süreleri 400 ile 600 milisaniye arasındadır ve kalp atım hızına bağlıdır. İnversiyon süresi tipik olarak R-R penceresinin önemli bir kısmı olduğundan; 'eko-katarı' elde etmek için bunun mevcut süreyi sınırladığı bilinmelidir. Ayrıca R dalgasından 400-600 msn sonra gerçekleştirilen görüntülerin uygun şekilde diyastolde olacağına da dikkat edilmelidir.



- **Siyah kan DIR dizisi**

180° (selektif-olmayan)- 180° (selektif)-TI-edinim

- Çift ters çevrilen vurular dilim içindeki dokudan ayrılır etkilenmemiş, fakat akışkanı ters vevrildi
- Kanın sıfır noktası yakınında TI seçilmesi istenen kontrastı üretir

***Çift inversiyon kurtarma (double inversion recovery DIR):** iki farklı inversiyon vurusu kullanan bir inversiyon kurtarma MRG vuru dizisidir. Teknik, iki farklı dokudan gelen sinyali bastırmak veya iki darbe arasında hareket eden sinyali bastırmak için kullanılabilir.

Hangi dizi kullanılması?

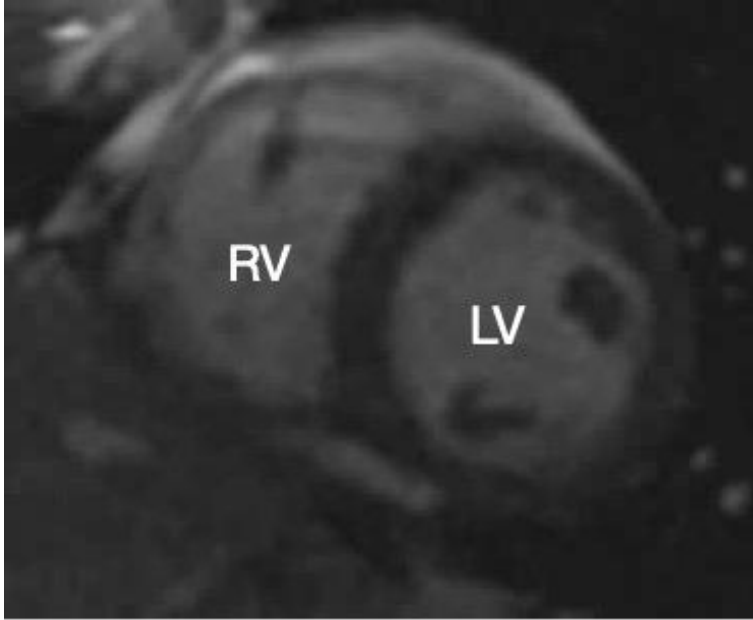
En hızlı diziler, bir görüntü oluşturmak için gereken verilerin bir kalp atımı sırasında elde edilebildiği çift inversiyon kurtarma özelliğine sahip yarı-Fourier, tek kalp- vuruluk hızlı dönüşlü eko (spin- eko)'dur.

Ancak bu görüntüler en az kardiyak ve solunumsal hareket artefaktına sahipken; yarı-Fourier tek-atışlı edinimi, uzaysal çözünürlüğü ve gürültü sinyal oranını azaltır.

Optimum çözünürlük ve sinyalin yararlı olduğu uygulamalar (örneğin, şüpheli aritmojenik sağ ventrikül displazisinde sağ ventrikül duvarının değerlendirilmesi) için nefes tutma, çift inversiyon kurtarma tek atış hızlı spin eko (nefes başına 1 dilim) daha faydalı olabilir. Diğer bir seçenek ise, serbest solunum sırasında çok dilimli hızlı dönüşlü eko görüntüleme kullanmaktır. Bu teknik, görüntüleme süresini azaltmak için kısa bir eko dizisinin eklenmesiyle temel spin- eko görüntülemeye benzer. Spin- eko dizilerinde olduğu gibi, solunum hareketinin artefaktını azaltmak için çoklu sinyal ortalaması kullanılır. Kısa bir 'eko- katarı' ile bulanıklık minimum olduğundan, sistolik görüntüleme mümkündür ve kanın sıfırlanması spin- eko dizilerine benzer. Bu teknikte inversiyon kurtarma vuruları gerekli olmayabilir. Kardiyak morfolojiyi değerlendirmek için parlak kan dizilerini kullanmak da mümkündür.

Fonksiyon: Parlak Kan Dizileri

Sabit durum gradyan eko görüntüleme ('Steady-state gradient echo imaging'), parlak kan sine-kardiyak MRI için bozulmuş gradyan eko görüntülemenin ('spoiled gradient echo imaging') yerini büyük ölçüde almıştır (*Aşağıdaki resme bakın*).



Kısa eksen düzlemi: Kısa eksen düzleminde "Parlak kan" sabit durum gradyan eko (SSFP[steady-state free precession]) görüntüsü.(RV: Sağ ventrikül, LV: Sol ventrikül)

Sabit- Durum'a karşı Bozulmuş Gradyan Eko Görüntüleme

GRE (gradient echo) görüntülemeye, TR çoğu dokunun T2'sinden genellikle daha kısadır ve transvers manyetizasyon bir sonraki RF vurusundan önce tamamen bozulmayacaktır. Bu nedenle görüntüye T2 kontrastı (T1 kontrastına ek) ekleyen rezidüel transvers manyetizasyon olacaktır. T1 ve T2 kontrastı rekabet edebileceğinden, bu eklenen T2 kontrastı birçok uygulama için istenmeyen bir durumdur. Örneğin, T1'de hipointens (parlaklığı az) ve T2'de hiperintens (çok parlak) olan bir karaciğer lezyonu, hem T1 hem de T2 ağırlıklı olarak izointens olabilir. Kısa TR GRE dizisi ile T1 ağırlıklı elde etmek için, rezidüel transvers manyetizasyon gereklidir. Bu bozulma, bir RF vurusu veya gradyanları ile gerçekleştirilebilir. Kardiyak olmayan klinik MRG'de kullanılan hızlı GRE dizilerinin çoğu bozulmuştur.

Sabit durum GRE dizilerinde bozulma gerçekleşmedi, rezidüel transvers manyetizasyon korunur. Tutulan rezidüel enine transvers manyetizasyon, bozulmuş dizilere göre sabit durum dizilerinin sinyal-gürültü oranını (SNR [signal-to-noise ratio]) artırır. Görüntü kontrastı T2-T1 oranına bağlı olacaktır. Bu birçok uygulama için istenmeyen bir durumdur.

Sabit durum dizilerinde, yalnızca sıvı ve yağ yüksek bir sinyale sahip olacaktır (sıvı ve yağ benzer T1 ve T2 zamanlarına sahipken, diğer dokuların çoğunda T2 zamanı T1 zamanından çok daha kısadır). Ancak parlak- kan kardiyak MRG'de diğer dokulara göre hiperintens (çok parlak) kan kesinlikle ihtiyaç duyulan şeydir; bu nedenle, sabit durum GRE dizileri KMRG için optimaldir.

Kardiyak görüntülemelerde kullanılan diziler dengeli SSFP dizileridir. Bu diziler için kullanılan farklı ticari isimler TrueFISP (Siemens), FIESTA (GE) ve dengeli FFE'dir (Phillips). Bu diziler çok hızlıdır ve yüksek bir SNR'ye sahiptir; ancak T2'den T1 görüntü kontrastı, kalp dışı uygulamalar için bu dizilerin rolünü sınırlar SSFP sine- MRG, kalp fonksiyonunun değerlendirilmesinde büyük ölçüde bozulmuş GRE, sine- MRG'nin yerini almıştır. SSFP dizileri akıma bağlı değildir; daha yüksek bir SNR'ye sahip olup daha hızlıdır.

Bozulmuş GRE dizileri T1 ağırlıklıdır ve kontrast oluşturmak için düzlemsel akım artışına ('uçuş süresi' MR anjiyografisine benzer) bağlıdır. Akım yavaşsa veya TR kısaysa kan doymuş hale gelebilir. Bu nedenle, eksitasyon vuruları arasında doymuş kanın doymamış kanla değiştirilmesi için yeterli zaman olmadığından bozulmuş GRE sine- MRG, çok düşük TR'lerin kullanımına izin vermez. SSFP dizileri ile kan sinyali, içeri akışın etkilerinden ziyade intrensek kontrasta bağlıdır ve TR mümkün olduğu kadar kısa olabilir. SSFP sine- MRG, bozulmuş GRE sine- MRG'den neredeyse 3 kat daha hızlı olabilir. Ayrıca, SSFP dizisi, rezidüel transvers manyetizasyon (mıknatıslanma) nedeniyle daha yüksek bir SNR'ye sahiptir. Bu özellikle düşük TR'lerde geçerlidir. Bozulmuş GRE dizilerinde, TR'nin azalmasıyla SNR azalır. SSFP dizileri ile SNR, düşük TR'lerde bile yüksektir; çünkü rezidüel transvers manyetizasyon daha kısa TR'ler ile artar. SSFP dizileri, SNR düşük TR'lerde bile yüksektir; çünkü rezidüel transvers manyetizasyon daha kısa TR'ler ile artar.

SSFP Görüntüleme için gereksinimler

Yüksek kaliteli SSFP görüntüleme, düşük TR'ye, yüksek çevirme açısına* ve düzgün bir manyetik alana bağlıdır⁹. SSFP görüntülemelerde, rezidüel transvers manyetizasyon korunmalıdır. Alan homojensizliği ve dengesiz gradyanlar, sabit durum transvers manyetizasyonu bozabilir. Diziler gradyan kaynaklı faz kaybını en aza indirmek için dengeli gradyanlar ile uygulanır. SSFP dizileri alan homojensizliklerine karşı çok hassastır. Yerel manyetik alan varyasyonlarının yüksek olduğu bölgelerde, SSFP görüntüleri genellikle, sabit durumu bozabilecek karakteristik sinyal kaybı bantlarından (rezonans dışı bantlama artefaktı) muzdariptir.

TR arttıkça, TR başına artan 'off-rezonans' presesyonu (devinimi) nedeniyle herhangi bir off-rezonans bantlama artefaktı daha belirgin hale gelecektir. Bu nedenle, SSFP görüntüleme için mümkün olan en düşük TR arzu edilir. Tipik TR'ler 4 ms'den azdır ve TE'ler 2 ms'den azdır. Bantlanma artefaktı, ana manyetik alan gücü (ve ilişkili herhangi bir homojen olmama durumu) arttıkça daha belirgin hale geldiğinden, 3T MRG için özel bir sınırlamadır. Bantlanma artefaktları, rezonans dışı etkilerin bir sonucu olarak ortaya çıkar.

Bozulmuş GRE dizilerinde, optimal SNR, çevirme açısını TR ile eşleştirmeye bağlıdır (TR ne kadar düşükse, çevirme açısı o kadar düşük). SSFP dizilerinde, SNR, farklı çevirme açılarıyla önemli ölçüde değişmez; ancak artan çevirme açısı ile T2/T1 ağırlığı artacaktır.

Bu nedenle SSFP dizileri, elde edilebilecek en büyük çevirme açısını kullanmalıdır; çünkü bu, kontrast-gürültü oranını en üst düzeye çıkaracaktır. Sabit durumu korumak için RF vuruları sürekli olarak uygulandığından, spesifik absorpsiyon hızı sınırları genellikle SSFP dizilerinde bir faktördür ve çok yüksek çevirme açılarının kullanımını sınırlar. SSFP dizilerindeki çevirme açıları tipik olarak 40° ile 70°'dir.

SSFP (Steady-state free precession) Görüntülemenin sınırlamaları

SSFP dizileri, rezonans dışı bantlama artefaktlarına eğilimlidir. Bu artefaktlar bölgesel alan homojensizliklerinden kaynaklandığından, artefaktları önlemek için çok düzgün bir manyetik alan gereklidir¹¹.

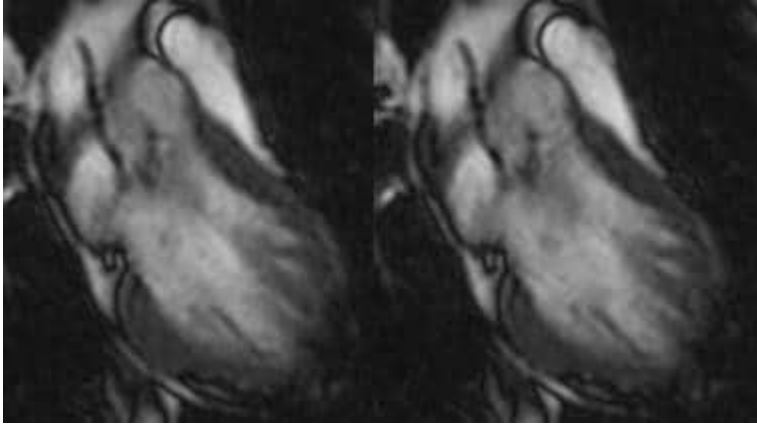
SSFP dizileri tipik olarak çok düşük TR'ler ve TE'ler ile gerçekleştirildiğinden, düşük TE süresi ikinci türden bir kimyasal kayma artefaktı ile sonuçlanabilir ('Hindistan mürekkebi artefaktı' ["*India ink artifact*"])). SSFP dizileri (Aşağıdaki ilk resme bakın), türbülanslı akışa (örneğin, regürjitan kapaklarda)

bozuk GRE dizilerinden (Aşağıdaki ikinci resme bakın) daha az duyarlı olabilir; çünkü SSFP dizileri uçuş süresi* etkilerine bağlı değildir.

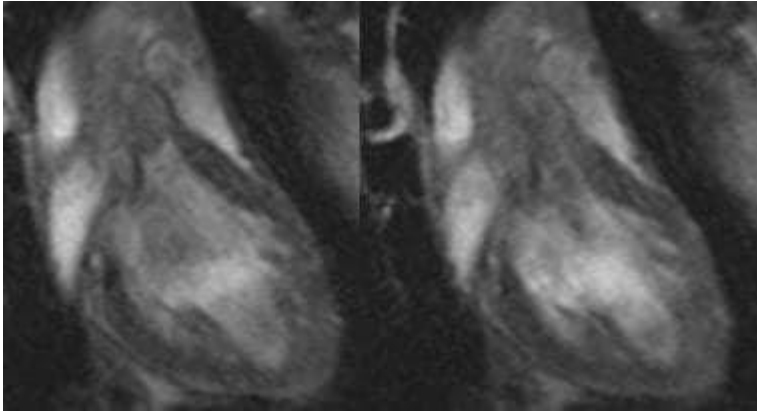
* *Uçuş süresi etkileri*; belirli bir vuru dizisi sırasında bir görüntüleme hacmine giren veya çıkan protonların hareketinden kaynaklanan sinyal değişimlerini ifade eder.

SSFP dizileri (Aşağıdaki ilk resme bakın), türbülanslı akışa (örneğin, regürjitan kapaklarda) bozuk GRE dizilerinden daha az duyarlı olabilir (Aşağıdaki ikinci resme bakın); çünkü SSFP dizileri uçuş süresi* etkilerine bağlı değildir.

* *“Uçuş süresi anjiyografisi”*- Time of flight angiography (TOF): Kontrast uygulamasına gerek kalmadan damarlardaki akışı görselleştirmek için kullanılan bir MRI tekniğidir. Bir görüntüleme dilimine giren dönüşlerin akımla ilgili artış fenomenine dayanır. TOF MRA(MR anjiyografi), tamamen manyetize edilmiş kan, sinyali alınmış manyetik olarak doymuş bir doku tabakasına aktığında meydana gelen akışla ilgili artışa dayanır.



Aort regürjitasyonu (sabit durum gradyan eko): Sabit durum gradyan eko (SSFP) görüntüleri AR'ye sekonder türbülanslı akış gösterir. Bozulmuş gradyan eko görüntüleri ile karşılaştırıldığında, türbülanslı akışa sekonder faz kaybı daha az görselleştirilir. Ancak, genel kontrast daha büyüktür (örneğin, endokardiyal sınırların belirlenmesi).



Aort regürjitasyonu (bozuk gradyan eko): Bozulmuş gradyan eko görüntüleri, AR'ye sekonder türbülanslı akımı gösteriyor. Sabit- durum gradyan eko görüntüleri ile karşılaştırıldığında, türbülanslı akıma sekonder olarak faz kaybı daha iyi görselleştirilir; ancak genel görüntü kontrastı daha azdır (örneğin, endokardiyal sınırlarının belirlenmesi).

Fonksiyon: Zamansal Çözünürlük, Uzaysal Çözünürlük ve Görüntüleme Süresi

(Temporal Resolution, Spatial Resolution, and Imaging Time)

Zamansal Çözünürlük ve Çerçeveler

Sine- GRE görüntüleme sırasında, kalp siklusundaki farklı zaman noktalarına karşılık gelen, aynı kesit konumunda birden fazla görüntü elde edilir. Her görüntüye çerçeve/ kare (= 'frame') denir. Tipik olarak, bir kalp siklusu sırasında 12-18 kare elde edilir.

"Zamansal çözünürlük", her karenin temsil ettiği kalp siklusunun süresidir. Özellikle sistol sırasında kalp hareketini doğru bir şekilde değerlendirmek için yüksek zamansal çözünürlük gerekir¹¹. İdeal zamansal çözünürlük 50-60 msn veya daha az olmalıdır. Daha hızlı kalp atış hızları ile daha fazla zamansal çözünürlük gereklidir¹¹.

Zamansal çözünürlük ve kare sayısı direk ilişkilidir; ancak genel olarak zamansal çözünürlük, elde edilen kare sayısından daha önemlidir. Örneğin, çok hızlı bir kalp atışıyla, kare sayısı tipik olarak daha yavaş kalp atışlarıyla elde edilenden daha düşük olabilir de, iyi zamansal çözünürlükle fonksiyonel değerlendirme hala yeterli olabilir¹¹.

Segmente k- boşluk sine- GRE (Segmented k-space cine GRE)

Sine- MRG'da, ekolar, her k-boşluğu bir çerçeveye karşılık gelen k-boşluklarına bölünür. 12 çerçeve varsa, ekolar 12 k-boşluğuna bölünecektir. Her bir k-boşluğunu doldurmak için gereken veri miktarı (faz kodlama adımlarının sayısı) uzaysal çözünürlüğe karşılık gelir.

Geleneksel sine MRG'de, 12 k-boşluğun her biri, tek bir kalp atışı sırasında gerekli verilerin yalnızca 1 faz kodlama adımıyla doldurulur. Toplam edinme süresi, bu nedenle, her bir k-boşluğunu doldurmak için gerekli olan kalp atışlarının sayısıdır. Nefes tutma görüntülemeye izin vermezken, 128 faz kodlama adımı standart bir çalışmanın tamamlanması için 128 kalp atımı alacaktır. Segmente k-boşluk sine- MRG ile tek bir kalp atışından sonra verilerin (çerçeve başına) çoklu faz kodlama adımları elde edilir.

Kalp atımı başına elde edilen kare başına k-boşluk çizgi sayısı, "segment başına görüntü veya segment başına çizgiler" olarak adlandırılır. 128- faz kodlama adımı bir çalışma için, Segment başına 8 görüntüleme, görüntüleme süresini 128 kalp atışından 16 kalp atışına düşürür. Bu, nefes tutarak kardiyak sine görüntülemeye izin verir.

Zamansal çözünürlük, sine kardiyak MRG'de zamansal çözünürlük, uzaysal çözünürlük ve görüntüleme süresi arasındaki ilişkiyi anlamak önemlidir¹¹.

- Zamansal çözünürlük, segment başına görüntülerle direk olarak ilişkilidir:

Geçici çözünürlük = $TR \times \text{segment başına görüntü}$

Bu durumda, ardışık RF vuruları arasındaki süreyi belirtmek için TR standart anlamda kullanılır.

Lee bunun için Gerçek TR'den bahsediyor çünkü TR, sine- MRG'daki zamansal çözünürlüğü belirtmek için de kullanılıyor¹¹. Görüntüleme süresi (segment başına görüntü sayısı) ile zamansal çözünürlük arasında direk bir değiş tokuş vardır. Segment başına görüntü sayısını artırarak görüntüleme süresini kısaltmak, zamansal çözünürlüğü azaltacaktır. Örneğin, segment başına görüntü sayısı iki katına çıkarsa, her kalp atışı sırasında iki kat daha fazla veri alınacağından toplam görüntüleme süresi yarı yarıya azalacaktır.

Bununla birlikte, kalp atışı başına iki kat daha fazla veri elde etmek kare başına iki kat daha uzun sürer, bu da kalp siklusu başına ulaşılabilir kare sayısını yarıya indirecek ve zamansal çözünürlüğü 2 kat kötüleştirecektir. Görüntüleme süresini azaltmanın başka bir yolu, faz kodlama adımlarının sayısını azaltarak çözünürlüğü azaltmaktır.

- Çoğu kardiyak fonksiyon çalışması için 2-2,5 mm'lik bir düzlem içi uzaysal çözünürlük yeterlidir; fakat daha yüksek uzaysal çözünürlük kalp kapakçıkları gibi yapıların değerlendirilmesinde yardımcı olabilir. Nefes tutmakta zorlanan hastalar için tarama süresinin azaltılması gerekiyorsa, zamansal çözünürlük, uzaysal çözünürlük veya her ikisinden de ödün verilmelidir.
- Kalp hızı, segment başına görüntü sayısını belirlemede yardımcı olabilir. Düşük kalp hızlarında segment başına daha fazla görüntü kullanılabilir. R-R aralığı daha uzun olduğundan, yeterli kare

sayısı korunurken segment başına daha fazla görüntü eklenebilir; ancak zamansal çözünürlük yine de azalacaktır. Bu çalışmayı tamamlamak için gerekli olan kalp atışlarının sayısını azaltacaktır, özellikle kalp atış hızı yavaşsa faydalıdır.

Diğer Teknikler

Edinme süresi üzerinde minimum etki ile zamansal çözünürlüğü artırmanın bir yolu, görüntü paylaşımı veya eko paylaşımıdır. Eko paylaşımında, ekolar birden fazla görüntü üzerinde geri dönüştürülür (yeniden kullanıma sokulur, değerlendirilir) ve algılanan zamansal çözünürlüğü düzeltebilir. Paralel görüntüleme tekniklerinin tartışılması bu makalenin kapsamı dışındadır. Paralel görüntüleme teknikleri bir görüntüyü birkaç kat yeniden yapılandırmak için gerekli olan faz kodlama adımlarının sayısını azaltarak görüntüleme süresini önemli ölçüde kısaltabilir. Dezavantajı düşük SNR (Signal-to-noise ratio) 'dır; fakat SSFP sine- MRG'nin doğası gereği SNR'si yüksektir, bu nedenle paralel görüntülemeden kaynaklanan düşük SNR'ye daha toleranslıdır.

Fonksiyon: Ventriküler Analiz

Ventrikül volümünü hesaplamanın birçok yöntemi kullanılmaktadır. Rehr ve arkadaşları¹² ve Pearlman ve arkadaşları, MRG ile volümetrik analizdeki bulgular ile ventriküler oyuncular (kalıplar (0.99 korelasyon, 4.9 mL standart hata) arasında mükemmel bir korelasyon buldular. Uzun eksen ölçümlerinin dahil edilmesiyle doğruluk artar. Üç boyutlu hacimsel hesaplamalar ventrikülografik bulgularla iyi korelasyon gösterir, ventrikülografik ve ekokardiyografik sonuçlarla karşılaştırıldığında çalışmalar arası değişkenliği düşüktür (< %5).

- Ventrikül volümünün hesaplanmasındaki ilk adım; temsili ED ve ES kardiyak faz görüntülerinin seçilmesidir.
 - Semelka ve arkadaşlarına göre; ya en büyük ve en küçük ventrikül hacimlerini gösteren faz görüntüleri, ya da mitral kapağın kapanması (yani, ED) ve açılmasından (yani, ES) hemen önce elde edilen faz görüntüleri seçilir.
 - Daha sonra, sağ ventrikül (SĞV) ve sol ventrikül (SV), kardiyak apekten mitral ve triküspit kapakları gösteren bölümden hemen önceki bölüme kadar seçilen ED ve ES fazlarında elde edilen her kesitte endokardiyal kenar boyunca izlenir¹³.
 - Operatörün ventriküler sınırların izini sürerken yapabileceği bazı seçenekler vardır ¹¹. Bir seçenek trabekülasyonları ve papiller kasları dahil edip etmemektir.
- Tekniğin çalışmalar arasında tutarlı olması çok önemlidir. Hipertansiyon, hipertrofik kardiyomiopati veya depo hastalığı olan hastalarda papiller kaslarda hipertrofi olabilir; bu nedenle, papiller kasların dahil edilmesi, miyokardiyal kitlenin en doğru ölçümünü sağlayabilir. Fonksiyonun değerlendirilmesi için, teknik tutarlı olduğu sürece trabekülasyonlar ve papiller kaslar dahil edilebilir veya hariç tutulabilir.
 - SV'nin uzun eksen boyutu sistol sırasında daha kısa olduğundan, bazal kısa eksen dilimi sistol sırasında sol atriyumu ve diyastol sırasında SV'yi ihtiva edebilir. Kısa eksenli görüntüler kullanılıyorsa, operatörün SV tabanına hangi dilimlerin dahil edileceğine karar vermesi gerekebilir. Genellikle, yalnızca üzerinde tam bir çevresel SV kenarının görselleştirildiği dilimler dahil edilmelidir.

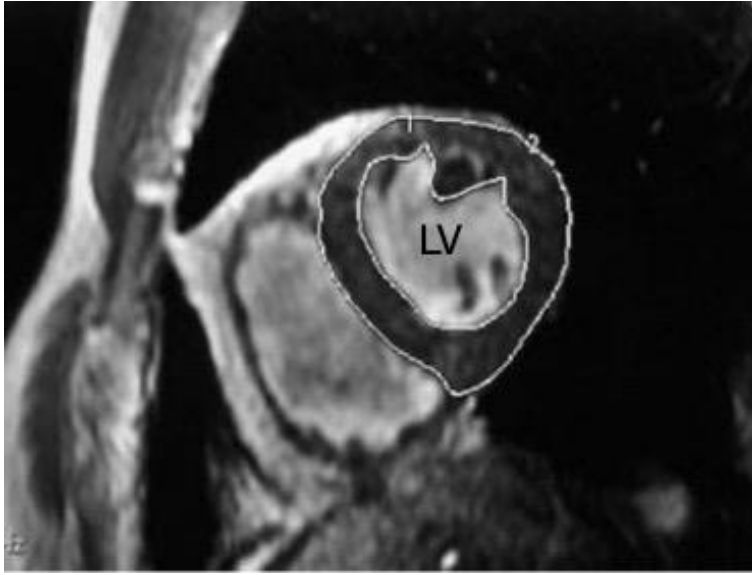
Her bölüm için ED ve ES hacimleri toplanarak SĞV ve SV diyastol sonu volümü (DSV) ve sistol sonu volümü (SSV) elde edilir.

Eğer kısa eksenli görüntüler kullanılıyorsa, volümler Simpson kuralı kullanılarak hesaplanabilir:

Her dilimin kesit alanlarının toplamı × dilimler arasındaki mesafe.

- o **Atım hacmi (AH)** = [DSV - SSV'ye] eşittir
- o **EF'ye, yüzde olarak rapor edilen bir değeri vermek için** = (AH / [DSV X 100]); veya EF = [(AH / DSV) X 100]. Yüzde olarak bildirilen bir değer verir.
- o **Kardiyak debi** = Kalp hızı X AH'dir.

- Miyokardiyal kitlenin değerlendirmesi için ED'de SĞV ve SV epikardiyal sınırları izlenir. Interventriküler septum SV'ye atanır, devredilir ve miyokardiyal kitlenin SĞV takibinden çıkarılır, dışlanır (Aşağıdaki resimlere bakın). Tüm bölümlerin volumleri eklenir ve miyokardın volümünü belirlemek için karşılık gelen DSV bundan çıkarılır.
 - Bu sonuç kütleyi hesaplamak için daha sonra miyokardın özgül ağırlığı (yani 1.05 g/mL) ile çarpılır. Bu ölçüm, hipertrofinin değerlendirilmesinde ve tedaviye ventriküler yanıtın izlenmesinde faydalıdır.



Kısa eksen gradyan-eko görüntüsü (dönme açısı, 15°), endokardiyal sınırın izlenmesi ve papiller kasın (1) üstte dışlanması ile hacimsel analizi gösterir. Septal kütlenin SV'nin bir parçası olarak atandığı miyokardiyal kütlenin hesaplanması için epikardiyal sınır (2) da izlenir. (LV: Sol ventrikül)



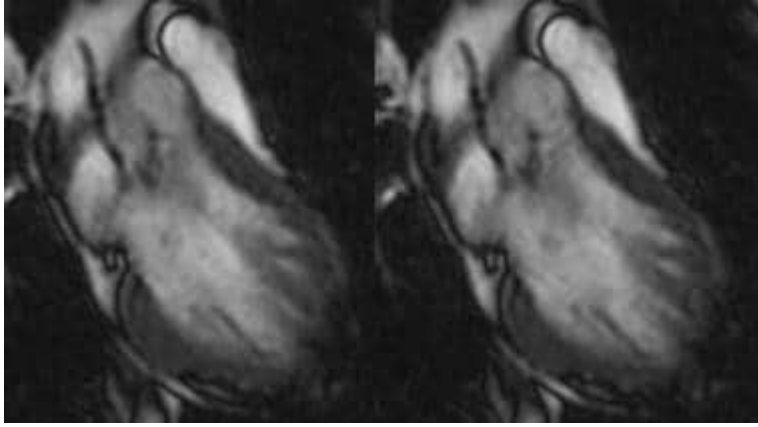
Ventriküllerin kısa eksenli gradyan-eko görüntüsü (dönme açısı, 15°), SĞV endokardiyal sınırının izlenmesi ile SĞV'nin hacimsel hesaplamasını gösterir. Epikardiyum ayrıca miyokardiyal kitlenin belirlenmesi için de izlenir. Epikardiyum izlendiğinde septumun hariç tutulduğuna dikkat edilmeli.(RV: Sağ ventrikül)

AV ve ventrikülo-arteriyel kapaklar da sine- GE dizileri ile değerlendirilebilir¹⁴. Valvüler stenoz veya regürjitasyon, uygun yönlerde türbülanslı sinyal boşluğu jetleri oluşturur. Atriyoventriküler kapaklar ile ilgili olarak, regürjitasyon, ekokardiyografik kriterlere göre derecelendirilir ve jetin atriyuma uzandığı mesafe ile ilgilidir. Valvüler stenoz dereceleri daha tekrarlanabilir şekilde hesaplanır. Kapak deliği alanları, mevcut standartlara göre ölçülebilir ve derecelendirilebilir (*Aşağıdaki resme bakın*).



Çıkış yolunun kısa eksen gradyan-eko diyastol sonu görüntüsü (dönüş açısı, 20°). Açık aort kapaklarını göstermektedir. Kapak alanı bu şekilde ölçülebilir.

Kullanılan MRG dizisinin, endokardiyal ve epikardiyal sınırların doğru bir şekilde çizilmesine bağlı olan hesaplanan ventriküler hacim ve kütleyi etkileyebileceğini belirtmek önemlidir.¹⁵. Endokardiyal sınırın belirlenmesi, miyokard ve ventriküler kan havuzu arasındaki görüntüyü kontrastına bağlıdır. SSFP görüntüleri (*Aşağıdaki resme bakın*), öncelikle kan havuzu sinyali akışa bağlı olmadığından, bozulmuş GRE görüntülerine göre görüntü miyokard ve kan havuzu arasında daha büyük kontrasta sahiptir.



Aort regürjitasyonu (sabit durum gradyan eko): Sabit durum gradyan ekosu (SSFP [kararlı durum serbest presesyon]) görüntüleri, aort regürjitasyonuna sekonder türbülanslı akışı göstermektedir. Bozulmuş gradyan eko görüntüleri ile karşılaştırıldığında, türbülanslı akışa sekonder faz kaybı daha az iyi görselleştirilir. Bununla birlikte, genel kontrast daha fazladır (örneğin, endokardiyal sınırların çizilmesi).

Yukarıdaki Bozulmuş GRE görüntülerinde, endokardiyal sınırın zayıf bir şekilde çizilmesi, görünen miyokardiyal kalınlıkta yapay bir artışa neden olabilir. SSFP dizileri kullanıldığında ventriküler hacimler, bozulmuş GRE dizilerinden türetilen değerlerden daha yüksek ve miyokardiyal kütle daha düşüktür.

Normal SV volümleri, hacimleri ve kitleleri (*bkz. Tablo 1*) cinsiyet ve belirli etnik gruplar arasında farklılık gösterir¹⁶. Erkekler, kadınlardan önemli ölçüde daha yüksek SV hacimlerine ve kitlelerine sahiptir. Asyalı Amerikalılar, cinsiyetten bağımsız olarak, diğer etnik gruplardan daha düşük SV hacimlerine ve kitlelerine sahiptir. Afrikalı-Amerikalı erkekler en büyük SV hacimlerine ve kütlesine sahiptir. SV hacimleri, Afrikalı-Amerikalı kadınlar ile beyaz veya Hispanik-Amerikalı kadınlar arasında farklılık göstermez. Bu bulgular vücut-yüzey alanı için normalizasyondan sonra önemlidir.

- SV kütlesi, vücut yüzey alanı için indekslenirse (SV kitle indeksi = hesaplanan kitle/ vücut yüzey alanı) yaştan bağımsızdır.

Tablo -1. Sol Ventrikül Parametereleri¹⁶

Parameter	Erkek	Kadın
SV DSV (mL)	142 +/- 34	109 +/- 22
SV SSV (mL)	47 +/- 19	31 +/- 9
LV EF (%)	67 +/- 7	72 +/- 6

LV AH (mL)	95 +/- 21	78 +/- 17
Kalp debis (mL/dk.)	5.6 +/- 1.2	4.9 +/- 1.1
SV kitlesi (g)	164 +/- 36	114 +/- 24
Kısaltmalar: DSV: Diyastol-sonu volüm; ESV: Sistol-sonu volüm; EF: Ejeksiyon fraksiyonu; AH: Atım hacmi		

Kapak Parametreleri:

Aort ve mitral kapaklar için tipik alanlar sırasıyla 2.5-3.5 cm² ve 4-6 cm²'dir.

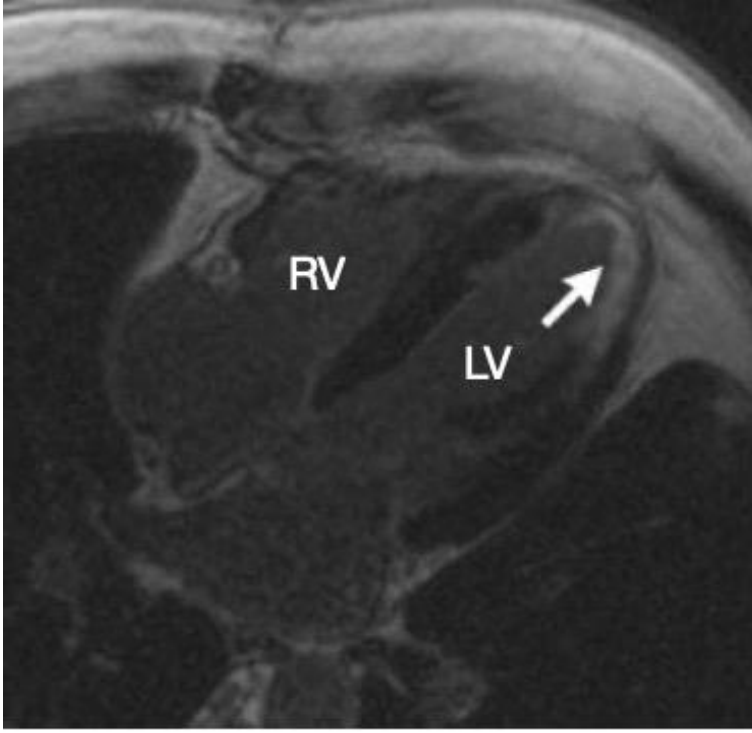
- Sırasıyla 0,8 cm²'den küçük ve 1 cm²'den küçük alanlar ciddi stenozları (sırası ile aort ve mitral stenozlar) işaret eder. Aort ve mitral kapak alanı değerleri erkekler ve kadınlar için geçerlidir.

Enfarktüsler ve Canlılık: Kontrast-Artışlı İnversiyon kurtarma GRE (*Contrast-Enhanced Inversion Recovery GRE*)

Kardiyak MRG'de enfarktüslerin gecikmeli artışı (LGE), enfarktli miyokardı canlıdan ayırt eder. Enfarktli miyokard ile canlı miyokard arasındaki yoğunluk farkının T1 ağırlıklı görüntülerde saptanması zor olabilir. Artan enfarktüsli miyokardın görselleştirilmesini optimize etmek için GRE dizileri bir inversiyon kurtarma ön uyarısı ile gerçekleştirilebilir. İnversiyon süresi, canlı miyokarddan gelen sinyali sıfırlayacak şekilde seçilir.

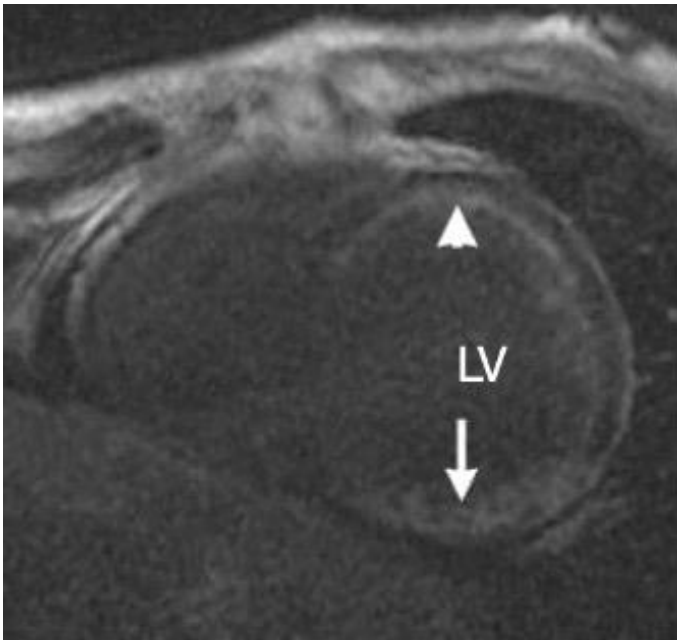
Doğru inversiyon süreleri tipik olarak 200 ile 300 msn arasındadır¹⁰. Doğru inversiyon süresi ampirik olarak bir inversiyon zamanı haritalama dizisi ile belirlenebilir (örn. birden çoklu inversiyon zamanında oluşturulan görüntülerle segmente bir sine- GRE [tipik olarak, SSFP]). Bu sürece "inversiyon zamanlı sörf yapmak (inversion-time surfing)" adı verildi. SSFP dizisi bu teknik için en uygundur; çünkü okuma sırasında longitudinal manyetizasyon minimum düzeyde bozulur.

Karmaşık bir faktör muayene sırasında sıfırlanan inversiyon süresinin biraz artmasıdır¹⁷. Gadolinyum canlı miyokarddan uzaklaştıkça (yıkandıkça), inversiyon süresi artar ve inversiyon süresi daha uzundur. İnversiyon süresi optimal ise, normal miyokard çok karanlık olmalıdır (*aşağıdaki resme bakınız*). Görüntüdeki en yoğun yapı enfarktüs olmalı ve SV kan havuzu orta yoğunlukta olmalıdır¹⁸.



Miyokard enfarktüsü: Gecikmiş kontrast- artışı inversiyon kurtarma gradyan eko görüntüsü, apeks ve anterolateral duvarda (ok) nebde ile uyumlu gecikmiş artışı gösterir. Normal miyokardın hipointensitesine (düşük yoğunluğuna) dikkat edin; bu, optimal bir inversiyon süresinin seçildiğini düşündürür. (LV: Sol ventrikül, RV: Sağ ventrikül)

- İnversiyon süresi çok kısaysa, kan havuzu karanlık görünecektir. İnversiyon süresi optimal değere yakın ancak yine de kısa ise; miyokard benekli bir görünüme sahip olabilir ve endokardiyal ve epikardiyal sınırlar orta yoğunluklu miyokardın çevresinde hipointens çizgiler olarak görünebilir. İnversiyon süresi çok uzunsa, gecikmiş artış alanı miyokarddan sadece biraz daha yoğun olacaktır (*aşağıdaki resme bakın*).



Transmural ve transmural olmayan enfarktüsler: Gecikmeli kontrastlı inversiyon kurtarma gradyan eko görüntüsü, ön (ok başı) ve inferiyor (ok) duvarlarda gecikmiş artışı gösteriyor. Inferior duvarın tam kalınlığı, transmural enfarktüs ile uyumlu olarak artar. Transmural olmayan enfarktüs ile uyumlu ön duvarda sadece kısmi kalınlık artışı vardır. Gecikmiş kontrastlanma gösteren duvar kalınlığının yüzdesi, revaskülarizasyondan sonra fonksiyonun iyileşmesi ile negatif ilişkilidir. Normal miyokarddaki hipointensite derecesinin yukarıdaki resimde görüldenden daha az olduğuna dikkat edin; bu, seçilen inversiyon süresinin bu durumda optimal olmadığını düşündürür.(LV: Sol ventrikül)

Inversiyon süresinin doğru seçilmesinin önemini en aza indirmenin bir yolu, faza- duyarlı yeniden yapılandırmayı kullanmaktır¹⁰. Yukarıdaki ve xy düzleminin altındaki protonlardan gelen sinyali ayırt etmeyen tipik büyüklük görüntülerinden farklı olarak, faza duyarlı görüntülerdeki sinyal yoğunluğu, tüm spektrum boyunca longitudinal mıknatıslanma ile değişir. Bu nedenle, T1'i doğru bir şekilde seçmek çok daha az önemlidir; çünkü enfarktüslü miyokardın sinyal yoğunluğu, tüm inversiyon zamanlarında canlı miyokarddan her zaman daha yüksek olmalıdır.

Faza duyarlı yeniden (konstrüksiyon) yapılandırmanın dezavantajı, rastgele bir faza sahip arka plan gürültüsünün pikselleştirilmiş* olmasıdır. Inversiyon süresi doğru seçilirse, büyüklük görüntüleri tercih edilebilir. Kontrastlı inversiyon kurtarma GRE dizisi, k-boşluk segmentasyonu ile gerçekleştirilir. Bozulmuş bir GRE veya SSFP dizisi kullanılabilir. Tipik olarak, nefes tutma başına 1 kesit ve toplamda 10-12 kesit içeren bir nefes tutma tekniği kullanılır. Hasta daha uzun süre nefes tutabiliyorsa, tek bir 3D çekim tüm kalbi kaplayabilir. Dizi ayrıca serbest solunum ve solunum kapılama ile de gerçekleştirilebilir.

Piksel: Piksel dijital göstergelerde görüntünün elde edilmesini sağlayan ve kontrol edilebilen en küçük birimdir.

***Piksel - leştirme:** Bir görüntünün, normal bir görüş mesafesinden ayrı ayrı görülebilecek kadar büyük piksellere sahip olması.

Uygulamalar

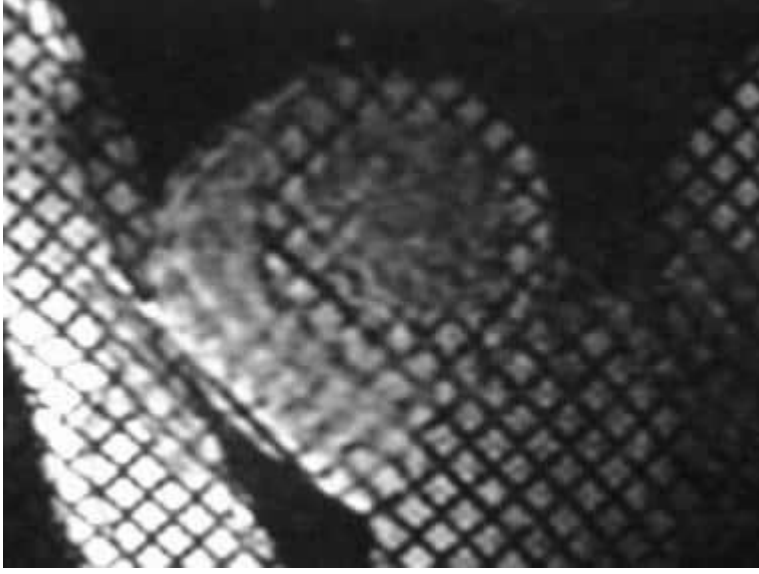
Aşağıda, kardiyak MRG'nin yaygın birkaç klinik uygulamasına kısa bir genel bakış yer almaktadır. Kardiyak MRG'ye özgü teknik yönlerin anlaşılmasıyla, görüntüleyici, bunların ve diğer kardiyovasküler hastalıkların teşhis ve yönetimine yardımcı olmak için görüntü kalitesini optimize edebilmelidir.

İskemik Kalp Hastalığı

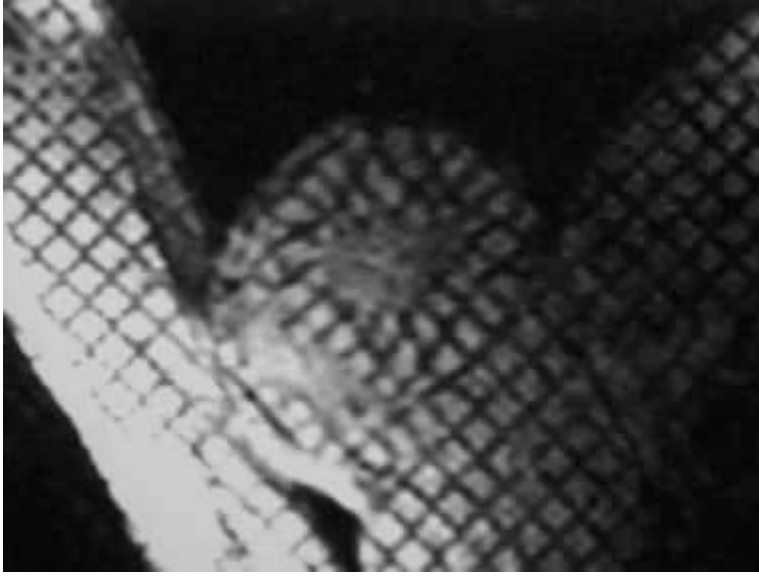
Dinamik görüntüler gözden geçirilerek ventriküler fonksiyon kantitatif olarak değerlendirilebilir.

- Kronik transmural enfarktüsler, sistolde eksik duvar kalınlaşması ve miyokard kalınlığında azalma (< 6 mm) sergiler¹⁸.
- Spin- eko görüntüleri, enfarktüs sonrası nebde oluşumuna karşılık gelen sinyal yoğunluğunun azaldığı bir alanı gösterebilir.
- Miyokardiyal etiketleme, segmental hareketi izlemek için kullanılır ve bir hastalık alanına yakınlığı nedeniyle anormal şekilde hareket edebilen miyokarddan ('tethering' etkisi ile) bozulmuş miyokardı direk olarak ayırt etmeye yardımcı olabilir. Miyokard üzerinde "çapraz çizgili bir desen" ('cross-hatched pattern') oluşturmak için ön doygunluk vuruları ('presaturation pulses') kullanılır.

Sistol ilerledikçe, bu desen miyokardiyal harekete karşılık gelen, uyan bir yönde burkular, bükülür (Aşağıdaki resimlere 1 ve 2'ye bakın). Böylece, miyokardiyal kasılma tekrarlanabilir ve kantitatif olarak değerlendirilebilir.



Kısa eksenli gradyan-eko diyastol sonu görüntüsü -1 (dönüş açısı, 10°), SV duvarı üzerinde düzenli aralıklarla yer alan çapraz taralı etiketleme çizgilerini gösterir.



Sistol sonu elde edilen kısa eksenli gradyan-eko görüntüsü -2 (dönüş açısı, 10°); çapraz tarama deseninin bozulmasını gösterir. Distorsiyon (burkulma) simetrik ve tüm enine çizgilerin merkeze doğru eğilmesi, duvar hareketi anormalliğinin olmadığını gösterir. Kesit apekse doğrudur ve radyal (ışınal) çizgiler de saat yönünün tersi yer değiştirmeyi gösterir.

Distorsiyon deseni olmayan alanlar, non-fonksiyonel miyokardı gösterir. Etiketleme ile ilgili deneyim, kardiyak dinamiklerin özelliklerini aydınlatmıştır¹⁹. Ventriküler kasılma, kısa ve uzun eksen hareketine ek olarak bir döndürme, kıvrılma' bileşeni içerir.

- Tabanın saat yönünde hareket ettiği ve tepenin saat yönünün tersine hareket ettiği bir sıkma etkisi ('wringing effect') meydana gelir.
- Bu burkulma, izovolumetrik gevşeme sırasında ve mitral kapak açılmadan önce tersine döner. Bu mekanizma ventriküler 'emme' oluşturarak erken diyastolik dolumu teşvik edebilir.
- Ek olarak, ön ve septal bölgelerin aksine yan ve arka duvarlarda uzun eksen kısalması belirgindir.

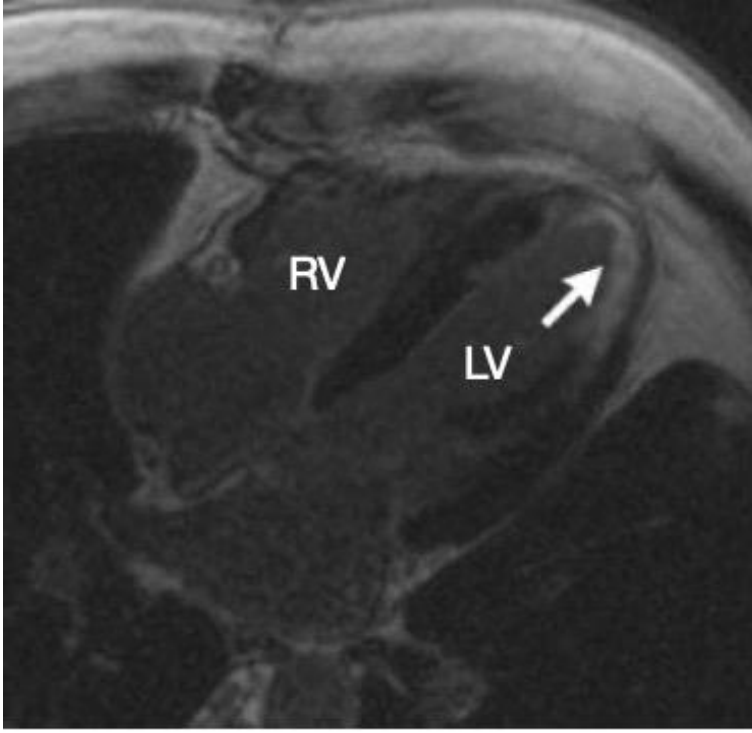
Bu uygulamada MRG'nin nihai odak noktası, akut enfarktüsü tanımlamaya ve canlı miyokardı cansız miyokarddan ayırt etmeye yönelik tekniklerin geliştirilmesidir. Literatür, akut miyokard enfarktüsünün MRG çalışmalarının raporlarıyla doludur.

- Birçok makale, akut enfarktüslü bölgelerin T2 ağırlıklı görüntülerinde artan sinyal yoğunluğunun varlığını tartışmaktadır; bununla birlikte Filipchuk ve arkadaşları, duyarlılığın yeterli olmasına rağmen (%88), özgüllüğün kontrollerle karşılaştırıldığında sadece %17 olduğunu ortaya koydu.
- Miyokardiyal inceleme miyokard infarktüsünde en spesifik bulguydu (%88) ve duyarlılık sadece %67 idi. ²⁰.
- Subendokardiyal sinyal yoğunluğundaki değişiklikleri de akımla ilgili artıştan ayırt etmek zor olabilir.
- Akut miyokard enfarktüsünün daha güvenilir bir göstergesi, gadolinyum bazlı kontrast maddenin IV uygulamasından sonra gecikmiş kontrast artışıdır. Miyokard enfarktüsü geçirdikten sonra hastalarda yapılan çalışmalar, sağlıklı miyokard ile karşılaştırıldığında, artan kontrastlanma ve enfarktüslü doku arasında iyi bir ilişki olduğunu göstermiştir.
- Kontrast diğer bölgelerden yıkandıktan sonra (5-10 dakika), miyokard enfarktüsünün değişmiş hücrelerinde tutulur. Normal miyokardda, gadolinyum miyosit hücre içi boşluğundan çıkarılır. Hücre ölümünde sarkolemmal membran bütünlüğü kaybolur, gadolinyumun miyosit içine ekstrasvazasyonuna izin verir ve aşırı artış ile sonuçlanır.

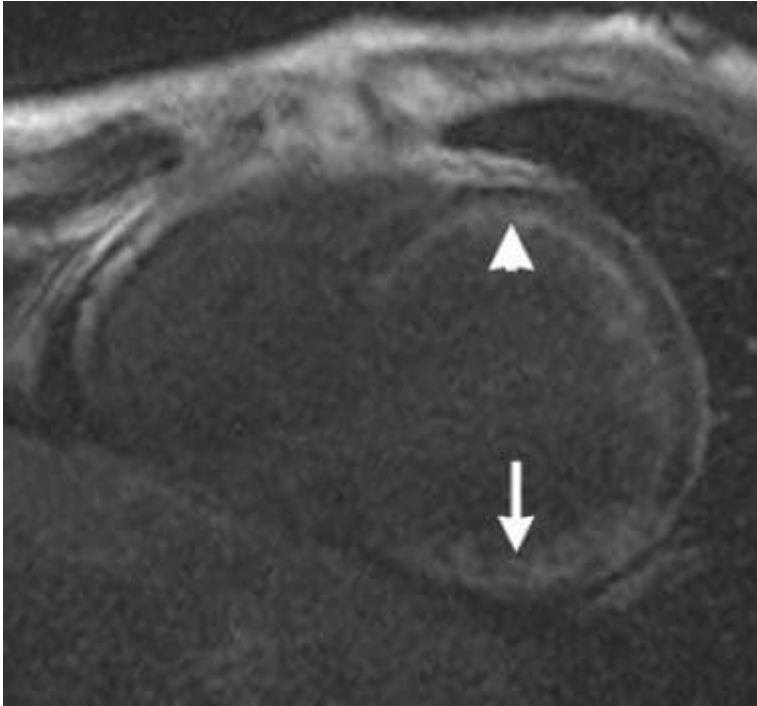
Kronik durumda, nebde dokusu, hücre dışı kollajeni artırmıştır ve normal miyokarddan daha büyük bir interstisyel boşluğa sahiptir. Daha büyük bir interstisyel boşluk, nebde görülen gecikmiş 'aşırı- artıştan' sorumlu olacaktır. Bu nedenle, normal miyokardiyumu boş (karartmak) olarak ayarlayan T1-duyarlı inversiyon kurtarma görüntüleme bir "nebde haritası" oluşturur.

Miyokard enfarktüsünden kısa süre sonra boyut ve transmural derinlik biraz daha büyüktür, ancak 1 haftadan itibaren nebde kapsamının stabil göstergeleridir.

- Gecikmiş aşırı artış, akut ve kronik enfarktüste miyosit nekrozu ile ilişkilidir. Risk altında miyokard ve ciddi geri dönüşümlü iskemik hasar ('stunning' durumunda bile) aşırı artış göstermez.
- Enfarktüsün daha büyük bir transmural boyutu (örneğin, duvar kalınlığının >%50'sini içeren aşırı artış), revaskülarizasyon veya beta-bloker tedavisinden sonra fonksiyonda düzelme olasılığı daha düşük olan bölgeleri öngörebilir (*Aşağıdaki resme bakın*).
- Disfonksiyonel, ancak aşırı artışı olmayan miyokardın boyutu, tedaviden sonra SVEF'deki düzelmeyi öngörebilir²¹.



Miyokardiyal defekt: Gecikmiş kontrast- artışı inversiyon kurtarma gradyan eko görüntüsü, apeks ve anterolateral duvarın (ok) nebde ile uyumlu gecikmiş artışı gösteriyor. Normal miyokardın düşük yoğunluğuna dikkat edin; bu, optimal bir inversiyon süresinin seçildiğini düşündürür. (LV: Sol ventrikül, RV: Sağ ventrikül)



Transmural ve nontransmural infarktler: Gecikmeli kontrast- artışı inversiyon kurtarma gradyan eko görüntüsü; ön (ok başı) ve alt (ok) duvarlarda gecikmiş artışı gösteriyor. İnferior duvarın tam kalınlığı, transmural enfarktüs ile uyumlu olarak artar. Transmural- olmayan enfarktüs ile uyumlu ön duvarda sadece kısmi kalınlık artışı vardır.

Gecikmiş kontrastlanma gösteren duvar kalınlığının yüzdesi, revaskülarizasyondan sonra fonksiyonun geri kazanılması ile negatif koreledir. Normal miyokarddaki düşük yoğunluk (hipointensite) derecesinin yukarıdaki Resimde görüldenden daha az olduğuna ve bu durumda seçilen inversiyon süresinin optimal olmadığını düşündürdüğüne dikkat edin.

- o Klinik uygulamada görüntüleme, gecikmiş aşırı artışı saptamak için kontrast enjeksiyonundan 10-15 dakika sonra gerçekleştirilir. 10-30 dakikalık bir görüntüleme penceresi muhtemelen kabul edilebilir. Akut enfarktüslerde, uzun bir gecikme kullanılmadığı takdirde, aşırı artış enfarktüs boyutunu potansiyel olarak olduğundan fazla tahmin edebilir⁹.

Akut ve kronik miyokard enfarktüsü dışındaki hastalıklarda gecikmiş aşırı artış görülebilir. Bunlar sarkoidoz, dilate ve hipertrofik kardiyomiyopati, miyokardit, amiloidoz ve aritmojenik sağ ventrikül displazisidir. Çoğu durumda, bu diğer bozukluklardaki artış paterni, enfarktüste görülen subendokardiyal veya transmural aşırı artıştan farklıdır. Örneğin, artış orta duvar, epikardiyal veya global endokardiyal dağılıma sahip olabilir.

Canlılığı değerlendirmek ve fonksiyonel iyileşmeyi öngörmek için kombine edilmiş ilk-geçiş ve gecikmeli görüntüleme ile artış modelleri araştırılmıştır.

Bir çalışmada, Rogers ve arkadaşları, HYPER paternli (aşağıda tanımlanmıştır) reperfüze miyokardın canlı veya sersemlemiş (stunning) olduğu ve önemli bir fonksiyon kazandığı, oysa HYPO paterni olanlarda (aşağıda tanımlanmıştır) muhtemelen geri dönüşümsüz miyokard hasarı olduğu sonucuna varmıştır.

Çalışmada, reperfüze miyokard enfarktüsü olan 17 hastaya, 1. ve 7. haftalarda etiketleme ve IV kontrast artışı ile görüntüleme uygulandı. Görüntüleme, bolus gadolinyum bazlı bir kontrast maddesinin ilk geçişi sırasında ve 7 dakikalık bir gecikmeden sonra yapıldı²².

Çalışmada ortaya çıkan 3 artış modeli aşağıdaki gibidir:

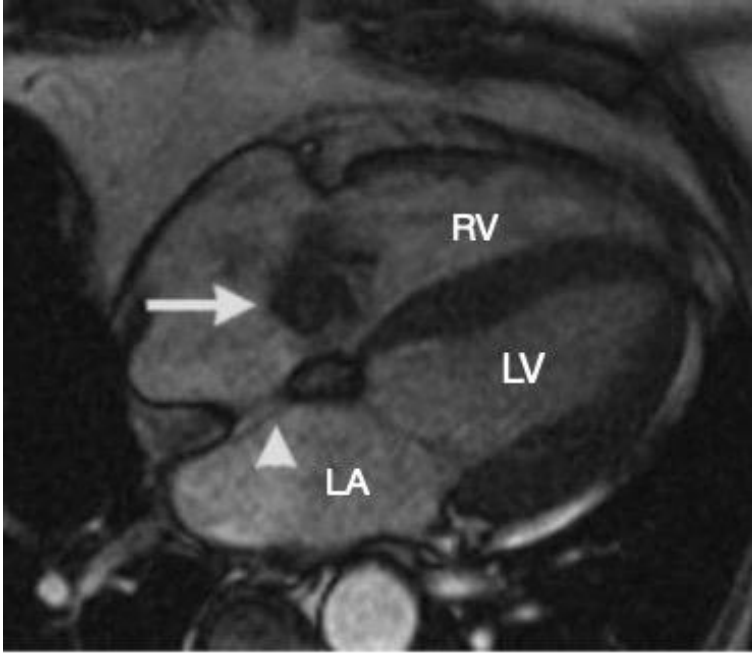
- (1) HYPO, yani ilk-geçişli görüntülerde az artış ve gecikmiş görüntülerde normal artış;
- (2) HYPER veya ilk-geçişli görüntülerde normal artış ve gecikmeli görüntülerde aşırı artış ve
- (3) COMB veya ilk-geçişli görüntülerde aşırı artış ve gecikmeli görüntülerde aşırı artış.

- Gadolinyum bazlı kontrast maddeleri (gadopentetat dimeglumin [Magnevist], gadobenat dimeglumin [MultiHance], gadodiamid [Omniscan], gadoversetamid [OptiMARK], gadoteridol [ProHance]); **Nefrojenik Sistemik Fibroz** (NSF) veya **Nefrojenik FibrozDermatopati** (NSF/NFD) gelişimiyle ilişkilendirilmiştir.
- MRG veya MRA taramaları artışı için gadolinyum bazlı bir kontrast madde verildikten sonra orta ile son evre böbrek hastalığı olan hastalarda NSF/NFD meydana geldi. NSF/NFD, güçten düşüren ve bazen de ölümcül bir hastalıktır.
- Klinik karakteristikleri arasında ciltte kırmızı veya koyu lekeler bulunur; cildin yanması, kaşınması, şişmesi, sertleşmesi ve sıkışması; gözlerin beyazlarında sarı lekeler; kolları, elleri, bacakları veya ayakları hareket ettirme veya düzleştirme güçlüğü ile eklem sertliği; kalça kemiklerinde veya kaburgalarda derin ağrı; ve kas zayıflığı.
-

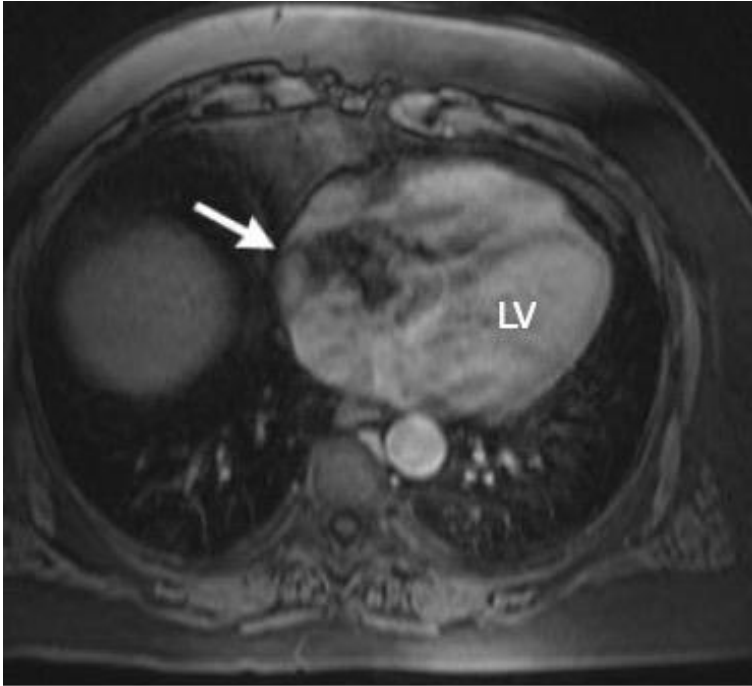
Kardiyak Kitleler

Ekokardiyografi genellikle kardiyak kitlelerin değerlendirilmesinde ilk adımdır. Bununla birlikte, MRG, kitlenin kardiyak yapılarla ilişkisini değerlendirmede daha iyidir ve histolojik tanı için daha güvenilir göstergeler sağlar. MRG'nin özel bir avantajı, trombüsü tümörden ayırt etmek için kullanılabilmesidir. Spin-eko görüntülerinde, trombüs ve tümörler orta düzeyde sinyal yoğunluğuna sahip olabilir.

- Bir tümörün aksine, bir trombüs, deoksihemoglobin varlığından dolayı GE görüntülerinde düşük sinyal yoğunluğuna sahiptir^{23, 24, 25, 26}. Ancak hemorajiye sekonder kalsifikasyonu ve yüksek hemoglobin içeriği nedeniyle yoğunluğu düşük görünebilen trombüsün (**Aşağıdaki resimlere bakınız**) miksomadan ayırt edilmesinde tanısal bir ikilem ortaya çıkabilir.



İnteratriyal septumun Lipomatöz hipertrofisi: Sabit durum gradyan eko görüntüsü (SSFP [sabit durum serbest presesyon/devinim]), interatriyal septumun lipomatöz hipertrofisini gösterir. Lipomatöz hipertrofi tipik olarak fossa ovalisi koruduğundan (ayrı tuttuğundan), yaygın bir bulgu olan fossa ovalisin (ok başı) belirgin görselleşmesine dikkat edilmeli. Lipomatöz hipertrofi belirlenmezse bu atriyal septal defekt olarak yanlış yorumlanabilir. Ek olarak, bir atriyal trombüs belirlenir (ok) (LV: Sol ventrikül, RV: Sağ ventrikül, LA: Sol atriyum) (*ayrıca Aşağıdaki Resime bakın*). Ayırıcı tanıda miksuma olabilir; ancak miksuma klasik olarak fossa ovalis bölgesindeki interatriyal septumdan kaynaklanır.



Sağ atriyal kitle: Kontrast -artışlı bozulmuş gradyan- eko görüntüsü; trombüsle uyumlu bir sağ atriyal kitle (ok) artışın olmadığını gösteriyor. (LV: Sol ventrikül)

Miksoma genellikle interatriyal septumdan köken alır, saplı veya sapsız olabilir ve dış hatları (konturu) çoğunlukla düzgündür. Trombüs atriyal appendiksi kaplar, geniş tabanlıdır ve düzensiz bir konturu vardır. Sine- GE görüntülemeye miksoma mitral kapaktan sarkabilirken, trombüs genellikle mitral kapak hastalığı ile ilişkilidir. Bununla birlikte, her ikisi de hastaların az bir kısmında posterior atriyal duvardan kaynaklanabilir. Trombüs tespitindeki bir başka tuzak, hiperakut bir pıhtının GE görüntülerinde bir tümörün görünümü ile karıştırılabilen sinyal yoğunluğunun artmasıdır.

- Tümör ve trombüs ayrımı ile ilgili herhangi bir klinik soru, kontrast madde verilmesi ile cevaplanabilir, kontrast verilmesi tümörün yoğunluğunun artışına neden olur, ancak trombüsün değil.
- Sağ atriyumda bir pıhtı varlığı, bir tümör trombüsünü düşündürür ve daha fazla araştırmayı teşvik etmelidir. En olası kaynak renal, hepatik veya adrenaldir. Başka primer kardiyak tümörler de mevcuttur ve bunların sinyal yoğunluğu özellikleri aşağıdaki **Tablo 2'de** özetlenmiştir.

Tablo 2. KMR'de Kardiyak Tümörlerin Karakteristikleri

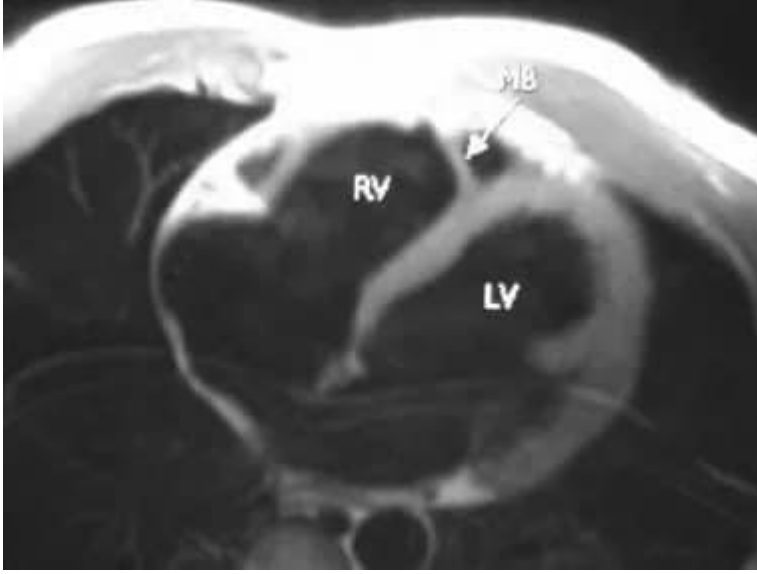
Kitle	T1- ağırlıklı MRG	T2- ağırlıklı MRG	Artış	Dağılım ve Özellikler
Thrombus	Iso- yoğunluklu	Düşük- yoğunluk	Yok	Atriyal appendiks, GE görüntülerde sinyal boşluğu
Miksoma	Düşük- veya iso-yoğunluk	Yüksek- yoğunluk (sıklıkla heterojen)	Hafif veya Orta	Atriyal septum 40-60 yaş kadınlarda, GE görüntülerde düşük yoğunluk
Fibroma	Iso- veya Yüksek- yoğunluk	Iso- yoğunluk veya düşük- yoğunluk	Kenar	Hastaların çoğunda < 10 y, Gorlin sendromu ile ilişkili SV ön duvarı ve/veya septumda, kistik veya kalsifik
Rabdomiyoma	Iso- yoğunluk	Iso- yoğunluk	Hafif veya yok	Çoğu hasta < 1 yaşında, %50'sinde multipl, tüberoskleroz mevcuttur
Hemangioma	Iso-yoğunluk	Iso- yoğunluk	Yüksek	Çoğunlukla intramural ama ekzofitik ve polipoid olabilir
Pheochromocytoma	Düşük- yoğunluk	Aşırı yüksek yoğunluk	Yüksek	Genellikle jukstakardiyak, kromositoma veya perikardiyal kitle

Lymphoma	Düşük-yoğunluk	Yüksek Yoğunluk	Heterojen	Veri yok
Malin fibröz histiositoma (MFH)	Heterojen yoğunluk	Yüksek yoğunluk	Orta	Sol atriyumun arka kısmı, hastaların üçte ikisinde çoklu
Anjiyosarkom	Heterojen Yoğunluk	Heterojen yoğunluk	Heterojen veya Yüksek yoğunluk	Frondüler, 20-50 yaş arası erkeklerde, büyük damarlara uzanım
Adapted from Martin DR, Merchant N, MacDonald C. MR imaging of cardiac masses: a review of current application and approach. Appl Radiol. 2000;Mar;10-20.				

MRG'nin bir başka avantajı, bir psödokütlenin (yalancı kütle) özelliklerini tasvir etme yeteneğidir. Birçok normal yapı ekokardiyografide bir tümör veya trombüse benzetilebilir ve MRG'ler birçok vakada tanıya yardımcı olabilir. Sağ atriyumda belirgin bir *crista terminalis* (**Aşağıdaki ilk resme bakın**) veya sağ ventriküldeki moderatör bant (Aşağıdaki ikinci resme bakın) lezyon olarak yanlış yorumlanabilir. Bunlar normal anatomik yapılar olarak gösterilebilir.

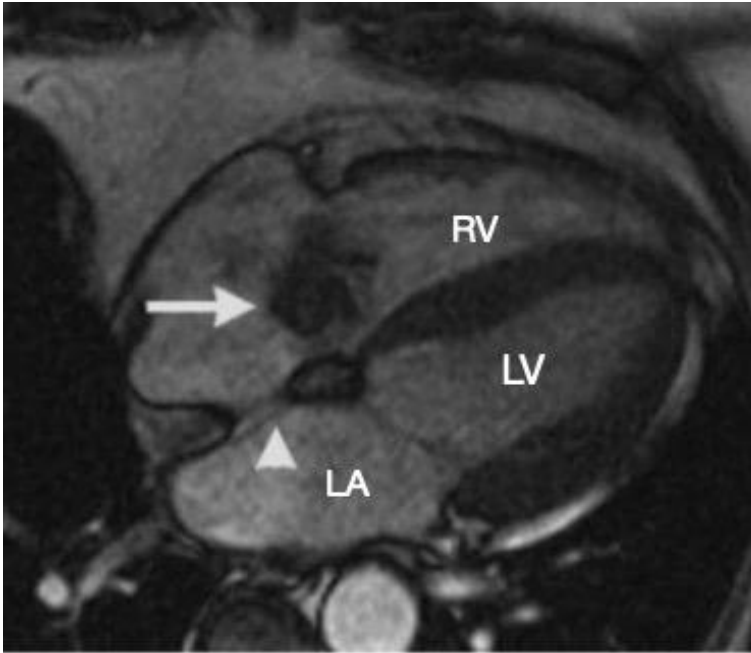


Dört odacıklı çift inversiyon kurtarma görüntüsü: Belirginleştğinde BT kalp tümörü olarak yanlış teşhis edilebilen crista terminalis'i gösterir; RA- Sağ atriyum. CT- Crista terminalis.



Dört odacıklı, çift inversiyon kurtarma görüntüsü: MB- Kalınlaştığı takdirde tümör olarak yanlış teşhis edilebilecek moderatör bandı belirtir. RV- Sağ ventrikül, LV- Sol ventrikül.

Büyük trabekülasyonlar ve papiller kaslar sorunlu olabilir ve asimetrik ventriküler hipertrofi de tümöre benzeyebilir. Sine- GE görüntüleme bulguları, bir tümörde gözlenmeyen bu yapıların normal kasılmasını ve fonksiyonunu doğrulayabilir. Ayrıca obez, kadın ve yaşlı hastalarda miyokardın lipomatöz hipertrofisi için tanısal bir tercihtir. Bunlar herhangi bir yerde ortaya çıkabilir, ancak klasik konum, tipik olarak fossa ovalisi korunan interatriyal septumdur (*Aşağıdaki resme bakın*).



İnteratriyal septumun lipomatöz hipertrofisi: Sabit durum gradyan eko görüntüsü (SSFP [sabit durum serbest presesyon/devinim]), interatriyal septumun lipomatöz hipertrofisini gösterir. Lipomatöz hipertrofi tipik olarak fossa ovalisi koruduğundan (muhafaza edildiğinden), yaygın bir bulgu olan fossa ovalisin (ok başı) belirgin görselleştirmesine dikkat edilmeli. Lipomatöz hipertrofi belirlenmezse, bu bir atriyal septal defekt olarak yanlış yorumlanabilir. Ek olarak not edildiği gibi atriyal trombüs (ok) (*ayrıca yukarılarda da gösterilmiştir*). Ayırıcı tanıda miksona olabilir, ancak miksona klasik olarak fossa ovalis bölgesindeki interatriyal septumdan kaynaklanır. (LV: Sol ventrikül, LA: Sol atriyum, RV: Sağ ventrikül)

Perikardiyum

Perikardiyal hastalık öncelikle ekokardiyografi ile değerlendirilir. Görüntülemenin en yaygın nedeni efüzyon ve tamponadın değerlendirilmesidir. Efüzyon yok veya efüzyon kompleks ise perikardın ekokardiyografi ile değerlendirilmesi sınırlıdır.

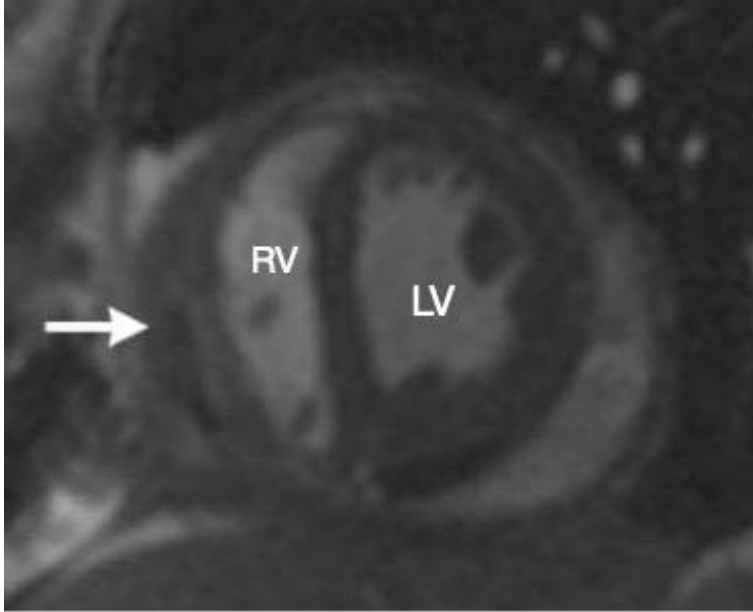
Ekokardiyografi perikardiyal kistlerin, tümörlerin ve diyafram hernilerinin efüzyon olarak yanlış teşhisine neden olabilir²⁴. MRG'nin bu sınırlamaları yoktur.

MRG'de basit aksiyal ve koronal veya sagittal görüntüleme düzlemleri kullanılır. Yapışıklıklar veya lokülasyonlar ile komplike olan efüzyonlar açık açık gösterilir.

- Spin-eko görüntülerinde düşük sinyal yoğunluğuna sahip transüdatif efüzyon, yüksek sinyal yoğunluğuna sahip eksüdatif veya hemorajik efüzyondan ayırt edilebilir. Ek olarak, sine-görüntüleri tamponadı gösteren kalp boşluklarının diyastolik kollapsını gösterebilir.
- Perikardiyal kalınlaşma, ekokardiyografiden farklı olarak MRG ile güvenilir bir şekilde değerlendirilebilir. Tipik 2 mm'den daha kalın bir perikardiyal kalınlık, efüzyonla ilişkili bir inflamatuvar süreci düşündürülebilir.

MRG, konstriktif perikardit tanısında yüksek duyarlılığa sahiptir (*Aşağıdaki resme bakın*). Perikardiyal kalınlaşmanın varlığı, konstriktif perikarditi restriktif kardiyomyopatiden ayırır. Prezantasyonları aynı olabilsede, tedavileri belirgin şekilde farklıdır. Konstriktif perikardit, perikardiyektomi gerektirir; restriktif kardiyomyopati tıbbi tedavi gerektirir.

- Konstriktif perikarditte bir bulgu olarak 4 mm veya daha fazla diffüz perikardiyal kalınlaşmanın doğruluğu %93'tür.



Konstriktif Perikardit: Sabit durum gradyan eko (SSFP [sabit durum serbest devinim]) görüntüsü, küçük bir sağ ventrikül boşluğu ile perikardın kalınlaşmasını (ok) gösterir. Perikardiyal efüzyon da not edilir. (RV: Sağ ventrikül, LV: Sol ventrikül)

Konstrüktif perikarditte atriyal genişleme ve ventriküler veya septal değişiklikler gibi diğer bulgular bulunabilir; ancak bunlar daha az spesifiktir. Perikardiyal kalsifikasyonun özgüllüğü yüksek olduğundan, perikardiyal kalsifikasyonun görüntülenememesi, tanıda bir sınırlamadır.

- Uygun klinik durumda BT taramalarında veya düz (AP, sol lateral toraks radyografisi) radyografilerde saptanan perikardiyal kalsifikasyon konstriktif perikarditin tanısıdır ve bu hastalarda MRG gereksizdir.
- MRG, kalsifikasyonun saptanmadığı konstriktif perikardit semptomları olan hasta azınlığını incelemek için kullanılır. MRG asemptomatik hastaları ve atipik semptomları olan ve tesadüfen perikardiyal kalsifikasyon bulunan hastaları inceleyip konstriktif perikardit olup olmadığını belirlemek için kullanılabilir.

Kaynaklar

Temel Kaynak: Eugene C Lin, Eugene C Lin, et al. Cardiac MRI, Technical Aspects Primer.Medscape (<https://emedicine.medscape.com>) Nisan, 2016.

1. Boyle GE, Ahern M, Cooke J, et al. An interactive taxonomy of MR imaging sequences. *Radiographics*. 2006 Nov-Dec. 26(6):e24; quiz e24. [Medline]. [Full Text].
2. Hornak JP. The Basics of MRI. Available at <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>. Accessed: Feb 15, 2011.
3. NessAiver. 2008. A Guide to Cardiac Imaging. Available at http://www.simplyphysics.com/Cardiac_1.html. Accessed: Feb 15, 2011.
4. Lee, VS. Cardiac Imaging Planes. *Cardiovascular MRI: Physical Principles to Practical Protocols*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2006. 266-273.
5. Ko SM, Song MG, Hwang HK. Evaluation of the aortic and mitral valves with cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2012 Dec. 28 Suppl 2:109-27. [Medline].
6. Lee VS. ECG Gating. *Cardiovascular MRI: Physical Principles to Practical Protocols*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2006. 257-265.
7. Kim HW, Crowley AL, Kim RJ. A clinical cardiovascular magnetic resonance service: operational considerations and the basic examination. *Cardiol Clin*. 2007 Feb. 25(1):1-13, v. [Medline].
8. Friedrich MG, Bucciarelli-Ducci C, White JA, Plein S, Moon JC, Almeida AG, et al. Simplifying cardiovascular magnetic resonance pulse sequence terminology. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2014 Dec 31. 16:3960. [Medline].
9. Finn JP, Nael K, Deshpande V, et al. Cardiac MR imaging: state of the technology. *Radiology*. 2006 Nov. 241(2):338-54. [Medline]. [Full Text].
10. Lee VS. Black-blood imaging. *Cardiovascular MRI: Physical Principles to Practical Protocols*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2006. 274-282.
11. Lee, VS. Cine Gradient Echo Imaging. *Cardiovascular MRI: Physical Principles to Practical Protocols*. Philadelphia, PA: Lippincott, Williams & Wilkins; 2006. 283-306.
12. Rehr RB, Malloy CR, Filipchuk NG, et al. Left ventricular volumes measured by MR imaging. *Radiology*. 1985 Sep. 156(3):717-9. [Medline].
13. Semelka RC, Tomei E, Wagner S, et al. Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology*. 1990 Mar. 174(3 Pt 1):763-8. [Medline].
14. Utz JA, Herfkens RJ, Heinsimer JA, et al. Valvular regurgitation: dynamic MR imaging. *Radiology*. 1988 Jul. 168(1):91-4. [Medline].
15. Hudsmith LE, Petersen SE, Tyler DJ, et al. Determination of cardiac volumes and mass with FLASH and SSFP cine sequences at 1.5 vs. 3 Tesla: a validation study. *J Magn Reson Imaging*. 2006 Aug. 24(2):312-8. [Medline].
16. Natori, S, Lai S, Finn JP et al. Cardiovascular Function in Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis: Normal Values by Age, Sex and Ethnicity. *AJR Am J Roentgenol*. June 2006. 186:S357-S365. [Medline]. [Full Text].
17. Dymarkowski S, Bogaert J, Yicheng N. Ischemic Heart Disease. Bogaert J, Dymarkowski S, Taylor AM. *Clinical Cardiac MRI*. Berlin, Germany: Springer-Verlag; 2005. 173-216.
18. Baer FM, Theissen P, Voth E. Morphologic correlate of pathologic Q waves as assessed by gradient-echo magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol*. 1994 Sep 1. 74(5):430-4. [Medline].
19. Rademakers FE, Buchalter MB, Rogers WJ, et al. Dissociation between left ventricular untwisting and filling. Accentuation by catecholamines. *Circulation*. 1992 Apr. 85(4):1572-81. [Medline].
20. Filipchuk NG, Peshock RM, Malloy CR, et al. Detection and localization of recent myocardial infarction by magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol*. 1986 Aug 1. 58(3):214-9. [Medline].

21. Weinsaft JW, Klem I, Judd RM. MRI for the assessment of myocardial viability. *Cardiol Clin*. 2007 Feb. 25(1):35-56, v. [Medline].
 22. Rogers WJ Jr, Kramer CM, Geskin G, et al. Early contrast-enhanced MRI predicts late functional recovery after reperfused myocardial infarction. *Circulation*. 1999 Feb 16. 99(6):744-50. [Medline].
 23. Sparrow PJ, Kurian JB, Jones TR, et al. MR imaging of cardiac tumors. *Radiographics*. 2005 Sep-Oct. 25(5):1255-76. [Medline]. [Full Text].
 24. Grizzard JD, Ang GB. Magnetic resonance imaging of pericardial disease and cardiac masses. *Cardiol Clin*. 2007 Feb. 25(1):111-40, vi. [Medline].
 25. Martin DR, Merchant N, MacDonald C. MR imaging of cardiac masses: a review of current application and approach. *Appl Radiol*. 2000. Mar:10-20.
 26. Makram AW, Khalifa AM, El-Rewaify H, Fahmy AS, Ibrahim EH. Assessment of cardiac mass from tagged magnetic resonance images. *Jpn J Radiol*. 2015 Dec 1. [Medline].
 27. Lee, VS. Tissue Characterization in the Heart. *Cardiovascular MRI: Physical Principles to Practical Protocols*. Philadelphia, PA: Lippincott, Williams & Wilkins; 2006. 307-324.
-